



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

EL ÁCIDO POLILÁCTICO EN IMPRESIONES 3D EN  
PRÓTESIS MAXILOFACIAL.

**T E S I N A**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**C I R U J A N O   D E N T I S T A**

P R E S E N T A:

DAVID ESPINOSA OLIVARES

TUTORA: Esp. MARÍA DE LOURDES MENDOZA UGALDE



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



---

**A mi universidad:** por albergarme 5 años de licenciatura y 3 años de bachillerato, donde puede explotar todas mis habilidades y llenarme de un amplio conocimiento, gracias por abrirme las puertas, las aulas, espacios culturales y enseñarme que no hay más orgullo que formar parte de la máxima casa de estudios. “Por mi raza hablará el espíritu”.

**A mi facultad:** por brindarme las bases del conocimiento en odontología y por abrirme sus puertas.

**A mi madre Lupita:** gracias por tus palabras de aliento a lo largo de mi vida, por tu amor y dedicación, por tus horas de trabajo y tu esfuerzo, no fue un camino fácil pero siempre estuviste ahí, a mi lado y me enseñaste que nunca hay que rendirse a pesar de las adversidades que el destino nos pone. Eres y serás por siempre mi heroína y un ser maravilloso que la vida pudo regalarme, todo lo que soy ma es gracias a ti. Te amo mamá.

**A mis hermanos Mike y Lalo:** mis dos grandes ejemplos de vida, gracias por convertirse en mis amigos, consejeros y mis cómplices, a pesar de los momentos difíciles siempre estuvieron ahí conmigo alentándome día a día, con sus enseñanzas, regaños y consejos.

**A mis abuelos Jose y Manuel:** agradezco sus experiencias de vida y sus enseñanzas, su eterno apoyo incondicional a lo largo de mi vida, sobre todo a ti José gracias por estar pendiente de mí, por esperarme siempre con una sonrisa y ser mi segunda madre. Te amo Jose.

**A Sharon:** por tu apoyo incondicional que día a día me brindaste en todo momento y sin pedir nada a cambio, te doy gracias por estar ahí conmigo en periodos complicados y superar las adversidades con tu optimismo, por ser mi equipo de 4 años y sobre todo por compartir esta pasión por la odontología. Te amo.



---

**A mis amigos:** a ustedes mi segunda familia por hacerme crecer como persona con sus consejos, por hacerme pasar grandes momentos de diversión y sobre todos por brindarme su confianza en estos 5 largos años de licenciatura. Gracias a todos y cada uno de ustedes: Guillermo, Rogelio, Lesmes, Cesar, Selene, Roció, Andrea, Oliver, Ayon, Ana, Diana y Alix.

**A mi maestra Esp. María de Lourdes Mendoza:** gracias por guiarme en este periodo tan corto con sus enseñanzas, y sobre todo por la dedicación que emplea a su trabajo, es una persona increíble y muy comprometida, fue un gusto y me siento afortunado haber tomado clases con usted, estoy completamente agradecido por sus enseñanzas y el tiempo que empleo en este trabajo.

**A mis profesores:** por el conocimiento que me brindaron a lo largo de 5 años de licenciatura, el camino no fue fácil pero sin sus enseñanzas, consejos y regaños hubiera sido imposible.

Por ultimo pero no menos importante, a mis pacientes, gracias por brindarme su confianza, ya que sin ustedes mi formación académica no estaría completa.



## ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	6
<b>OBJETIVO</b> .....	7
<b>CAPÍTULO I GENERALIDADES</b> .....	8
1.1 Embriología y anatomofisiología nasal.....	8
1.2 Defectos nasales.....	15
1.2.1 Congénitos.....	15
1.2.2 Adquiridos.....	17
1.2.2.1 Infecciones.....	17
1.2.2.2 Cáncer.....	19
1.2.2.3 Otros.....	26
1.3 Antecedentes de la prótesis nasal.....	27
<b>CAPÍTULO II RECONSTRUCCIÓN QUIRÚRGICA DE</b> .....	29
<b>DEFECTOS NASALES</b>	
2.1 Rinoplastía.....	29
2.2 Materiales implantables.....	30
2.2.1 Silicona (Silastic®).....	31
2.2.2 Polietileno de alta densidad (Medpore®).....	31
2.2.3 Politetrafluoroetileno (Gore-tex®).....	33
2.3 Materiales inyectables.....	33
2.3.1 Colágeno (Cosmoder®).....	34
2.3.2 Ácido hialurónico (Restylane®).....	34
2.3.3 Hidroxiapatita (Radiesse®).....	34
2.3.4 Polimetilmetacrilato (Metacril®).....	35



<b>CAPÍTULO III PRÓTESIS NASAL.....</b>	<b>36</b>
3.1 Concepto.....	36
3.2 Materiales.....	38
3.2.1 Polimetilmetacrilato.....	40
3.2.2 Silicón grado médico.....	41
3.3 Técnica de elaboración.....	45
<b>CAPÍTULO IV ANDAMIOS APLICADOS</b>	
<b>EN ODONTOLOGÍA.....</b>	<b>52</b>
4.1 Generalidades.....	52
4.2 Utilidad de andamios en odontología.....	57
4.3 Biomateriales.....	60
4.3.1 Ácido poliláctico.....	60
4.3.2 Hueso hiperlástico.....	63
<b>CAPÍTULO V EL ÁCIDO POLILÁCTICO EN IMPRESIONES.....</b>	<b>67</b>
<b>3D PARA RECONSTRUCCIÓN FACIAL</b>	
5.1 Impresiones 3D (CAD – CAM) en odontología.....	67
5.2 Procedimientos para reconstrucción facial.....	70
<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>84</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>86</b>



---

---

## INTRODUCCIÓN

En la actualidad los pacientes con defectos faciales severos se ven afectados tanto estética como psicológicamente por lo que es de importancia contemplar la gravedad de dichos defectos para brindar un adecuado tratamiento y mejorar la calidad de vida.

Los defectos nasales se pueden presentar en todo momento de la vida, nadie está absuelto de tener algún traumatismo que provoque la pérdida nasal. Es importante tener en cuenta que la nariz es una estructura anatómica muy frágil y que permite desarrollar diversas funciones vitales para nuestro organismo.

La prótesis maxilofacial es un arte y un reto para los protesistas, al crear estructuras anatómicas similares tornándose laborioso y detallado. En el caso de la prótesis nasal es un desafío por la estructura anatómica que conlleva y al ser una de las zonas que proporcionan estética al conjunto facial, además de la complicación a la adaptación y retención protésica en la zona media de la cara.

Hoy en día existen diversos materiales que nos ayudan a realizar tratamientos apropiados y nos brindan una estética “adecuada”, con el avance de la tecnología dichos materiales pueden ser elaborados y diseñados mediante CAD/CAM.

El ácido poliláctico es un material de nueva generación de gran ayuda en la reconstrucción maxilofacial, por lo que es una opción que puede brindar un tratamiento adecuado, al igual que una estética conveniente. Conforme la tecnología ha ido avanzando, aparecieron diversos materiales que en combinación con las impresoras 3D se pueden crear diversos tratamientos exitosos en la reconstrucción maxilofacial, que van a proporcionar una mejor calidad de vida al paciente.



---

---

## OBJETIVO

Identificar el uso del ácido poliláctico, sus características y efectos en la reconstrucción nasal por medio de la tecnología de impresión 3D, siendo una alternativa que brinde mejores resultados.



## CAPÍTULO I GENERALIDADES

Es importante tener el conocimiento de la anatomía y fisiología nasal, para llegar a un tratamiento exitoso tanto estético como funcional.

### 1.1 Embriología y anatomofisiología nasal

El periodo embrionario transcurre entre la tercera y octava semana de desarrollo y es la etapa donde las tres capas germinales: ectodermo, mesodermo y endodermo originan diversos tejidos y órganos específicos. Cuando el periodo embrionario llega a su fin, los principales órganos y sistemas ya se han establecido, tales como:

- Sistema nervioso central y periférico.
- Piel, uñas y pelo.
- Epitelio sensitivo de la oreja, nariz y ojos.
- Hipófisis, glándulas mamarias y sudoríparas.
- Esmalte dental.<sup>1</sup>

Al finalizar la cuarta semana aparecen en el proceso frontal dos engrosamientos en forma de placa denominadas placodas olfatorias o nasales; estas surgen por la proliferación del ectodermo superficial. En el transcurso de la quinta semana estas placodas se invaginan en la parte media para formar las fosas nasales.

Los bordes de estas fosas nasales al crecer sobresalen y se conocen con el nombre de procesos nasales. Se le da el nombre de proceso nasal lateral a la porción externa del borde de la fosa y del proceso nasal medio a la porción interna. Estos procesos se unen entre sí y hacia arriba se continúan con el resto del proceso frontal, para dar origen al proceso frontonasal (fig. 1).<sup>1</sup>

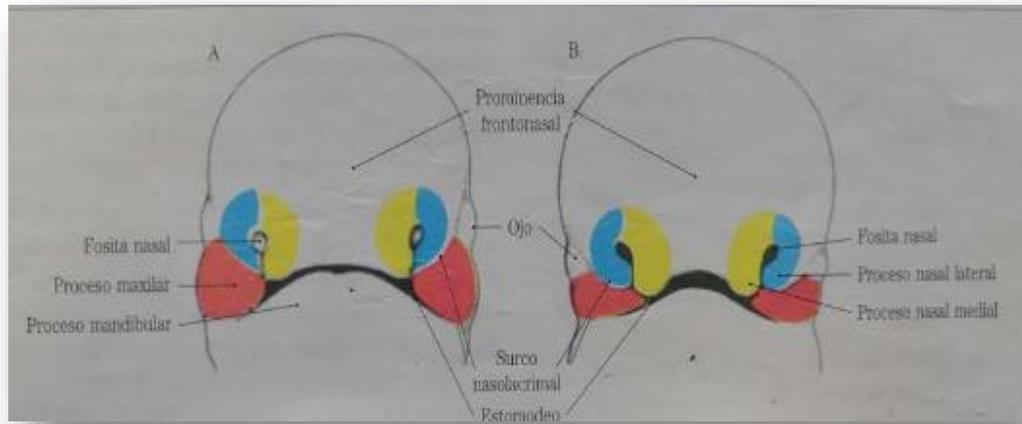


Fig. 1 Vistas frontales de la cara. A. Embrión de cinco semanas. B. Embrión de seis semanas.

Los procesos nasales laterales en cambio, al fusionarse con los procesos maxilares, formarán el ala de la nariz.

Entre la sexta y séptima semana, los procesos nasales medios y laterales establecen contacto entre sí, por debajo de la fosa olfatoria en desarrollo.

El ala de la nariz se forma por fusión de los procesos nasales laterales con los maxilares, separados al comienzo por el surco naso-lagrimal, que al fusionarse se tuneliza dando lugar al conducto nasolagrimal (fig. 2).<sup>2</sup>

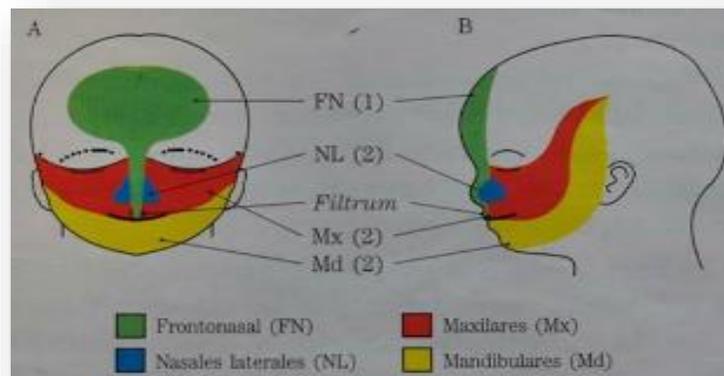


Fig. 2 Formación de la cara (feto catorce semanas).



La nariz al comienzo es plana y ancha, con las fosas nasales muy separadas y dirigidas hacia delante, al elevarse el dorso de la nariz se acercan y debido a ello los orificios nasales se dirigen hacia abajo.

La nariz está situada en el tercio medio de la cara debajo de la frente, arriba del labio superior, entre las mejillas. Tiene forma de una pirámide triangular, cuyo mayor eje está dirigido de arriba hacia abajo y de atrás hacia delante, situada encima del paladar. La nariz se divide en la cavidad derecha e izquierda por el tabique nasal. Cada cavidad nasal se subdivide en una zona olfatoria y otra respiratoria. Las funciones de la nariz y de las cavidades nasales son:

- Olfacción (olfato).
- Respiración.
- Filtración del polvo.
- Humidificación del aire inspirado.
- Recepción de secreciones de los senos paranasales y de los conductos nasolagrimal.

La nariz se compone de hueso y cartílago hialino:

- Huesos nasales.
- Apófisis frontales de los maxilares.
- Hueso frontal y su espina nasal.

El tabique nasal tiene una porción ósea (dura) y otra móvil (blanda). La porción cartilaginosa de la nariz consta de cinco cartílagos principales: dos cartílagos laterales, dos alares y un cartílago del tabique. Los cartílagos alares con forma de U son libres y móviles, dilatan o constriñen las narinas cuando se contraen los músculos que actúan sobre la nariz.

Los componentes óseos de la nariz son:

- La lámina perpendicular del etmoides.
- El vómer.
- El cartílago del tabique nasal (fig.3).<sup>3</sup>

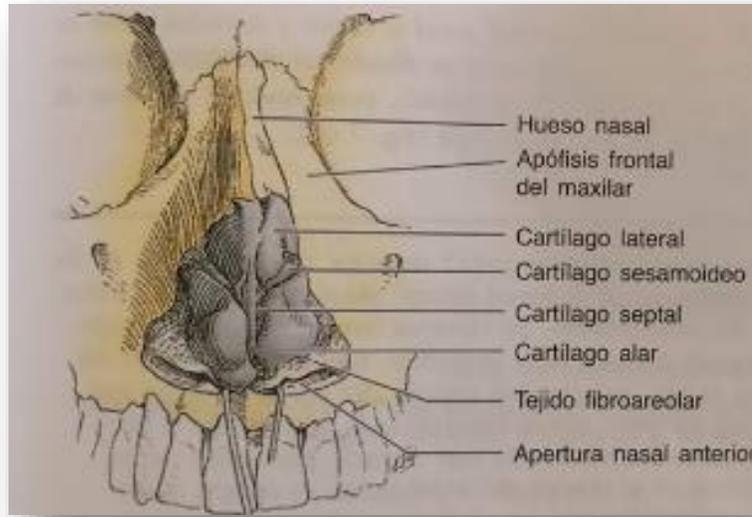


Fig. 3 Componentes de la nariz.

A continuación se englobarán los límites de la cavidad nasal (cuadro 1): <sup>3</sup>

<b>Cuadro 1. Límites de las cavidades nasales</b>	
Techo	Es curvo y estrecho, se dividen en tres partes: frontal, etmoidal y esfenoidal.
Suelo	Más ancho que la raíz, se forma por las apófisis palatinas del maxilar y la lámina horizontal del hueso palatino.
Pared medial	Formada por el tabique de la nariz.
Pared lateral	Es irregular por las tres elevaciones apergaminadas o cornetes nasales que se proyectan hacia abajo a modo de rollos.

Los cartílagos nasales conforman el esqueleto nasal junto al hueso nasal (fig. 4):<sup>4</sup>

- Septo: Se prolonga adelante del septo de las fosas nasales, llena el espacio angular comprendido entre la lámina perpendicular del etmoides y el vómer. Arriba y adelante levanta el dorso de la nariz, mientras que abajo y adelante está alojado en la parte móvil del septo nasal.
- Lateral: Tiene forma de lámina triangular y su base, en la línea media. Su borde superior está unido al hueso nasal, mientras que el borde inferior contacta con el cartílago del ala de la nariz. Su vértice es redondeado, y se dirige atrás y lateralmente hacia el surco nasogeniano.
- Ala mayor: Tiene forma de U. Su parte lateral constituye el esqueleto del ala de la nariz. Su parte medial se apoya sobre el septo nasal. Su vértice forma el dorso del ápice de la nariz.
- Accesorios: Se les denomina cuadrados, sesamoideos y vomerianos. Son de forma variable, según el lugar que ocupen los cartílagos precedentes.

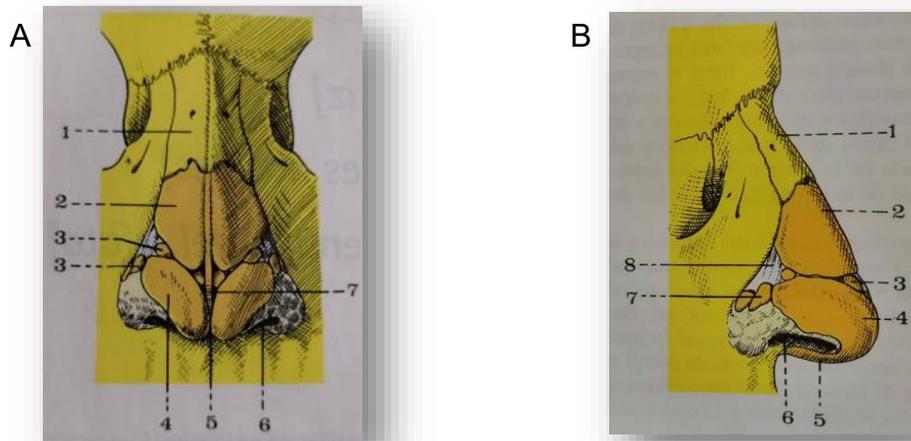


Fig. 4 (A) Esqueleto de la nariz, vista de frente. 1 Hueso nasal, 2. Cartílago lateral, 3. Cartílagos alares, 4. Cartílago ala mayor, (B) Esqueleto de la nariz, vista lateral. 1 Hueso nasal, 2. Cartílago lateral, 3 y 7. Cartílagos alares menores, 4. Cartílago alar mayor.



Los senos paranasales son extensiones neumatizadas de la porción respiratoria de la cavidad nasal en los siguientes huesos del cráneo: frontal, etmoides, esfenoides y maxilar (fig. 5).<sup>3</sup>

Los senos paranasales realizan las siguientes funciones:

- Regulador de la presión nasal en el transcurso de la respiración y de los cambios bruscos de presión.
- Aligeran la estructura ósea del cráneo.
- Protegen las estructuras nerviosas del cráneo ante eventuales traumatismos.
- Aislamiento térmico del cerebro.
- Acondicionador termohigrométrico del aire inspirado.

A continuación se describirán cada uno:

- ♦ Frontales: Se encuentran entre las tablas externa e interna del hueso frontal, detrás de los arcos superciliares y de la raíz de la nariz, cada seno drena a través del conducto frontonasal en el infundíbulo que se abre en el hiato semilunar del meato medio. Están inervados por el nervio oftálmico (color rosa).
- ♦ Etmoidales: estos senos comprenden diversas cavidades como las celdas etmoidales que están situadas en la masa lateral del hueso etmoides entre la cavidad nasal y la órbita. Las celdas etmoidales anteriores drenan de manera directa o indirecta en el meato medio a través del infundíbulo, mientras que las celdas etmoidales medias desembocan de forma directa en el meato medio y a veces se denominan células bullosas. Por último se encuentran las celdas etmoidales posteriores que se abren directamente en el meato superior. Están inervados por las ramas etmoidales anterior y posterior de los nervios nasociliares del nervio oftálmico (color amarillo).<sup>3</sup>

- ♦ Esfenoidales: Se dividen de manera desigual y están separados por un tabique óseo. Se encuentran en el cuerpo del esfenoides y se extienden a veces hasta las alas de este hueso; estos derivan de una celda etmoidal posterior que comienza a invadir el hueso esfenoidal. Las arterias etmoidales posteriores y el nervio etmoidal posterior se distribuyen por los senos esfenoidales (color azul).
- ♦ Maxilares: Son los senos paranasales más grandes y se encuentran en los cuerpos de los maxilares donde el vértice se extiende hacia y, a menudo dentro del hueso cigomático. La base constituye la pared inferior de la pared lateral de la cavidad nasal. El techo lo crea el piso de la órbita y el piso a su vez está conformado por la porción alveolar del maxilar. Las raíces de los dientes superiores, sobre todo los dos primeros molares, suelen ocasionar elevaciones cónicas en el piso del seno maxilar (color rojo).<sup>3</sup>

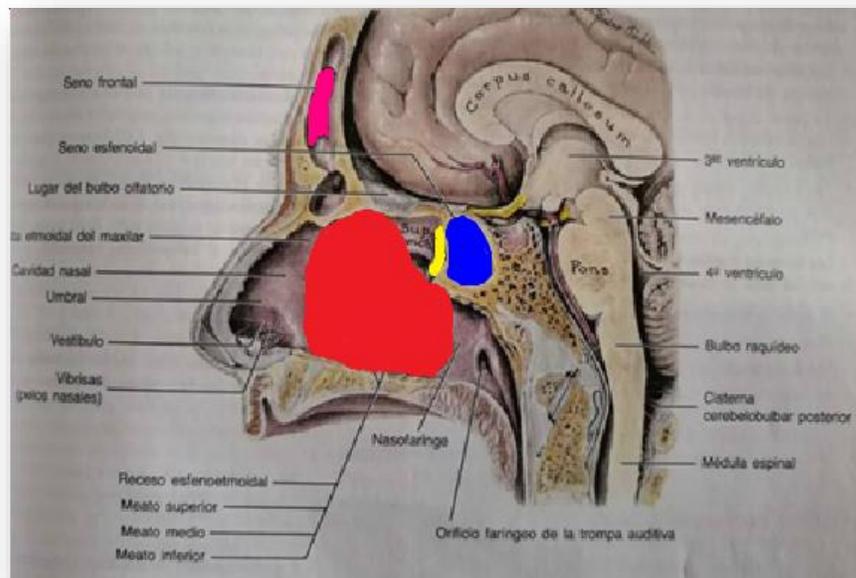


Fig. 5 Pared lateral de la cavidad nasal (visión medial).

## 1.2 Defectos nasales

Los defectos nasales están ligados tanto a alteraciones genéticas, traumatismos o patológicos como factores teratogénicos o infecciosos. Frecuentemente se engloban en un síndrome bien definido junto con otras anomalías de cabeza y cuello. En el recién nacido los defectos nasales crean una insuficiencia ventilatoria grave.

### 1.2.1 Congénitos

Estos defectos se expresan por una alteración embriológica o es consecuencia de una alteración secundaria que afecta a áreas vecinas, como es el caso del labio y paladar hendido. Frecuentemente se asocian con otras malformaciones de la región facial por la migración celular a partir de la cresta neural siguiendo diversas rutas hacia la protuberancia frontonasal.

Los defectos nasales congénitos son los siguientes:

- Arrinia (ausencia de la nariz)

Es un defecto poco común, donde no se desarrolla ni la nariz ni la premaxila y consecuentemente tampoco la nasofaringe. Se corrige reconstruyendo una nariz con colgajos miocutáneos o adaptando una prótesis nasal (fig. 6).<sup>5, 6</sup>

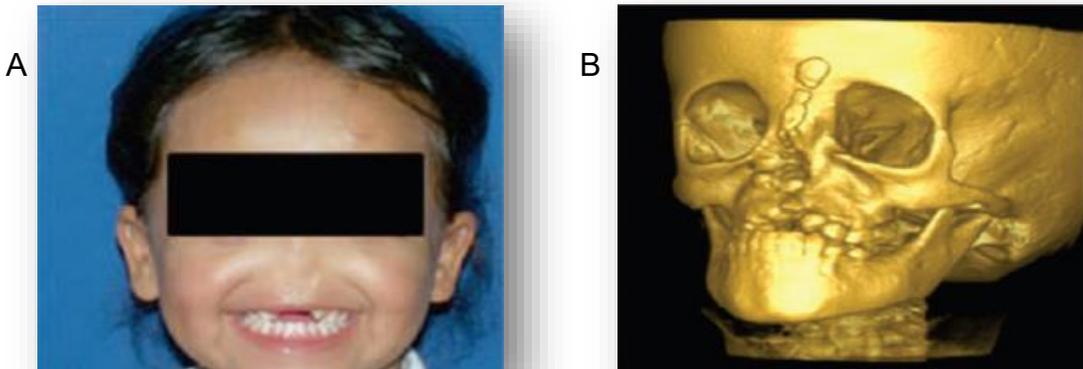


Fig. 6 (A) Paciente con arrinia, (B) Tomografía Computarizada con reconstrucción tridimensional confirmando el grado de alteración del esqueleto facial.

- Hendiduras nasales

Presentan una gran variedad de formas y difieren por el nivel de gravedad. Las hendiduras mediales son raras y varían desde una pequeña escotadura nasal en el ala nasal hasta hendiduras abiertas que siguen el trayecto del sistema lacrimonasal. Esto es por un defecto en la fusión de la protuberancia maxilar con el proceso nasal lateral. Se pueden dividir en dos: punta bífida o ensanchamiento de los huesos nasales (fig. 7).<sup>5</sup>



Fig. 7 Hendidura nasal media asociado a ensanchamiento de la raíz nasal.

- Glioma

Tejido neural que pierde su conexión intracraneal y forma un acúmulo de tejido, sin conexión con el sistema nervioso central.<sup>5</sup>

- Fisuras faciales con afectación nasal

Este tipo de defectos están relacionados con el desarrollo y llegan a presentarse juntos. Su etiología es por factores hereditarios. Este tipo de fisuras conduce a una comunicación directa entre la cavidad oral y nasal que producen un deterioro funcional importante. Se puede dividir en cuatro principales tipos (fig. 8):<sup>7</sup>

- Labio hendido.
- Fisura palatina.
- Fisura labiopalatina unilateral.
- Fisura labiopalatina bilateral.

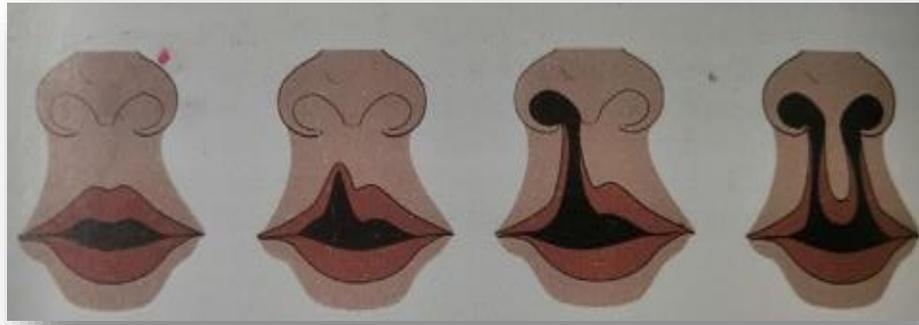


Fig. 8 Esquema de defectos congénitos del labio.

## 1.2.2 Adquiridos

Los defectos nasales adquiridos experimentan síntomas de obstrucción, inflamación, en algunos casos epistaxis. Con la progresión de dichos defectos se puede producir dolor al paciente e incomodidad.

### 1.2.2.1 Infecciones

Una masa subyacente infectada es la causa principal de los abscesos nasales y de ahí deriva la obstrucción nasal que es el síntoma más frecuente. Existen otros síntomas que incluyen palpitaciones, dolor de nariz, fiebre, cefalea y malestar general. El manejo tardío de una infección puede resultar en isquemia debido a un compromiso vascular que llega a deformar y hasta provocar necrosis nasal.

- **Absceso septal nasal**

Es una colección de material purulento ubicado entre el tabique cartilaginoso, óseo y el mucoperiostio. Este absceso tiene como antecedente un trauma accidental o una iatrogenia, son espontáneos y raros; y pueden ser causados por emoditis, esfenoditis o infección dental. Entre los microorganismos encontrados con más frecuencia están el *Staphylococcus aerus* y *epidermis*, *Streptococcus pneumoniae* y *viridans* (fig. 9).<sup>8</sup>

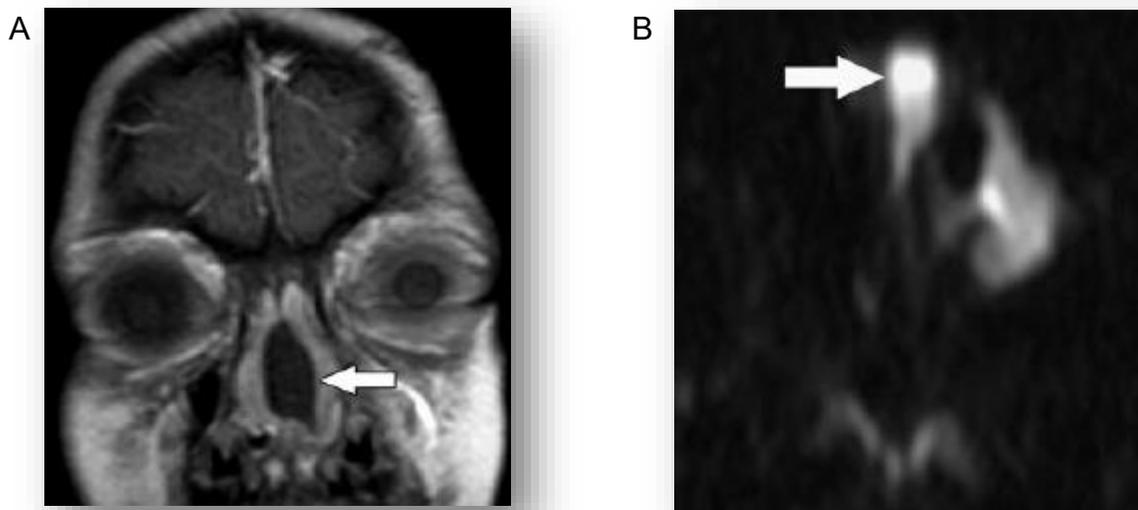


Fig. 9 Absceso septal nasal ligado a infección dermoide en un paciente de 1 año de edad, (A) Contraste coronal mejorado, la imagen muestra lo largo de la lesión en el septum nasal, (B) Se muestran señales de hiperintensidad de la lesión septal.

- **Mucormicosis**

Se conoce también con los nombres de zigomicosis, ficomicosis, hifomicosis, rinoficomicosis y micosis destruens, dicha enfermedad es considerada una infección de tipo aguda, de evolución rápida causa por un grupo de hongos oportunistas por presentar un crecimiento hifal no tabicado que pertenecen a la clase de los Zygomycetes del orden mucoral. Por lo regular se presentan en pacientes diabéticos, neoplasias avanzadas como leucemia, linfomas o pacientes inmunodeprimidos. Este tipo de hongos tienen predilección por invadir los vasos sanguíneos arteriales, causando tromboarteritis obliterante y, consecuentemente, necrosis asociada a un proceso supurativo piógeno. La vía de entrada es la respiratoria y las esporas se encuentran dispersas en el medio ambiente.<sup>9</sup>

La mucormicosis se presenta a cualquier edad, pero es más frecuente entre la cuarta y la séptima décadas de la vida; tiene predilección por el

sexo masculino, con mayor incidencia en adultos jóvenes. Existen diferentes formas clínicas de mucormicosis, como rinocerebral, pulmonar, gastrointestinal, cutánea y la diseminada; los signos y síntomas varían según el tipo de mucormicosis (fig. 10).<sup>9</sup>

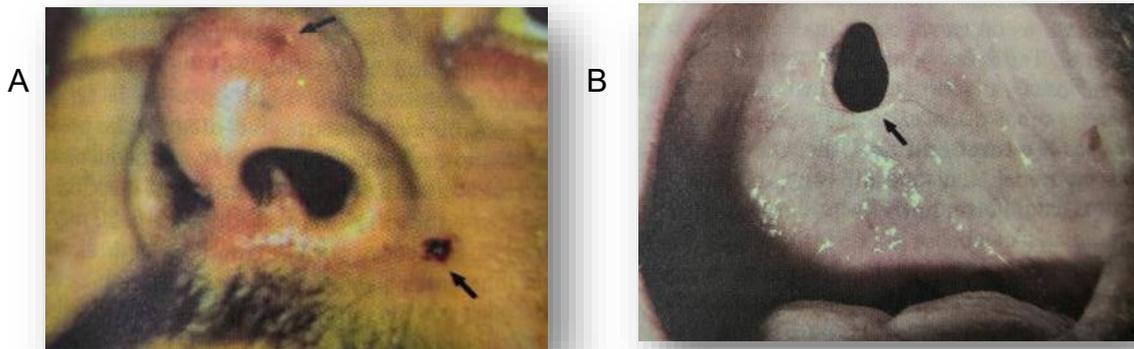


Fig. 10 (A) Lesión por mucormicosis a nivel nasal, (B) Paciente masculino de 36 años de edad, diabético no controlado con lesión necrótica en paladar duro consecuencia de infección por mucormicosis.

#### 1.2.2.2. Cáncer

El cáncer es un proceso de crecimiento y diseminación incontrolados de células, que pueden aparecer en cualquier parte del cuerpo. El tumor suele invadir el tejido circundante y puede provocar metástasis en puntos distantes del organismo. La exposición a las radiaciones ultravioleta es uno de los riesgos asociados con mayor frecuencia y en las neoplasias malignas, ya que provoca mutaciones en el ADN. Existen otros factores como el tabaco y el alcohol.

Las malignidades ubicadas en la cabeza y el cuello representan el 17.6% de la totalidad de las neoplasias reportadas en el Registro Histopatológico de las Neoplasias en México (RHNM) en el año 2002.

Existe un grupo de carcinomas malignos de las vías aero-digestivas superiores, que representan el 12% de las lesiones malignas en cabeza y cuello. Los sitios específicos se distribuyen de la siguiente forma (cuadro 2):<sup>10</sup>

Cuadro 2. Prevalencia de cáncer en cabeza y cuello	
Tipo de cáncer	Porcentaje
Laríngeo	42%
Bucal	37%
Fosas y senos paranasales	9%
Bucofaringe	6%
Nasofaringe e hipofaringe	3%

A continuación, se plantearán las neoplasias más comunes:

- **Carcinoma de células escamosas**

El carcinoma de células escamosas de la piel tiene los mismos factores predisponentes que los tumores de células basales. Los cánceres de células escamosas tienen un potencial metastásico y, por lo tanto, constituyen una enfermedad mucho más grave. Al igual que los tumores de células basales, los carcinomas de células escamosas tienen una tendencia a involucrar la piel expuesta al sol y los sujetos de piel clara son más susceptibles a la enfermedad. Estos pacientes presentan una mayor tasa de metástasis y no responden tan favorablemente a los tratamientos estándar (fig. 11).<sup>11</sup>



Fig. 11 Carcinoma de células escamosas en el septo nasal.

Los carcinomas de células escamosas se asocian frecuentemente con queratosis actínicas. La lesión temprana es a menudo una placa eritematosa con una escala queratósica. A diferencia de los tumores de células basales, los cánceres de células escamosas suelen tener márgenes irregulares. A medida que la lesión se agranda, puede progresar a una apariencia papilar o verrugosa queratósica. Algunas lesiones permanecen locales y destruyen los tejidos locales.

En la palpación, los carcinomas de células escamosas están indurados y no están claramente definidos, especialmente cuando son grandes.

Las formas variantes del carcinoma de células escamosas de la piel son el carcinoma de células escamosas adenoides y el carcinoma de células fusiformes. Los carcinomas de células fusiformes se pueden confundir con sarcoma (fig. 12).<sup>11</sup>



Fig. 12 (A) Carcinoma de células escamosas en la región nasal, (B) Carcinoma de células escamosas en cartílago del oído.

- **Carcinoma de células basales**

Derivado de los queratinocitos bacilares, el carcinoma de células basales es la forma más común de cáncer de piel. La irradiación actínica o solar juega un papel importante en la etiología del carcinoma de células basales. El tumor es mucho más frecuente en las regiones del "cinturón solar" y tiene una alta predilección por los individuos con una tez clara (fig. 13).<sup>11</sup>



Fig. 13 Carcinoma de células basales precoz.

Los primeros carcinomas de células basales pueden aparecer como pequeños nódulos blancos perlados de la piel y, por lo general, mostrarán eritema. Estos nódulos pronto se ulceran y se convierten en una úlcera persistente con márgenes enrollados. El centro de la úlcera a menudo se raspa con un núcleo costroso, y si no se tratan, continuarán invadiendo.

Los carcinomas de células basales grandes y / o recurrentes han provocado la pérdida de estructuras faciales, incluidos el labio, la nariz, los ojos y los oídos. Se sabe que los carcinomas de células basales no tratados invaden los huesos faciales y del cráneo, con extensión hacia los senos paranasales e incluso en el cerebro. Las localizaciones

faciales más comunes para los carcinomas de células basales son la frente, la nariz, la región malar de la mejilla y la hélice de la oreja.<sup>11</sup>

Las células tumorales pueden extenderse una distancia considerable en la dermis y los tejidos subcutáneos, más allá de las áreas de induración palpable, lo que requiere una escisión amplia para prevenir la recurrencia (fig.14).<sup>11</sup>

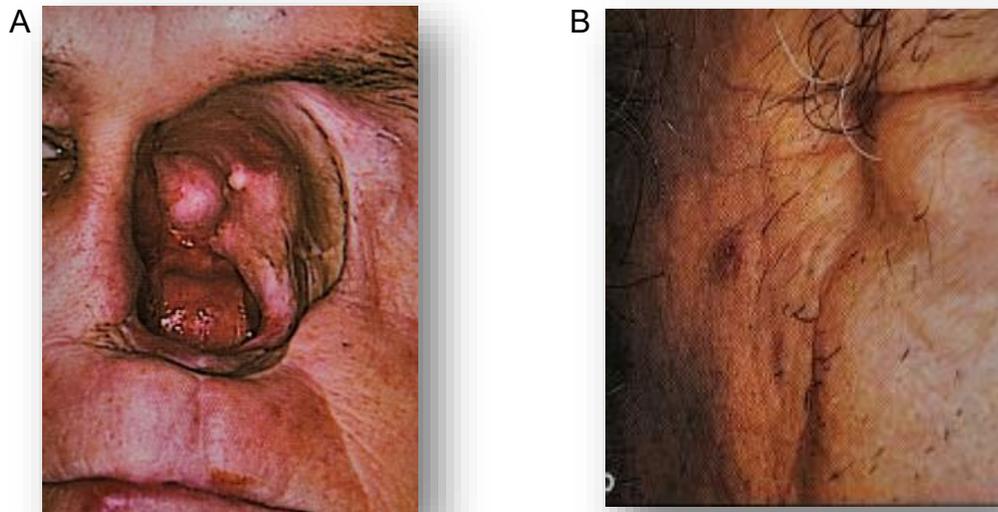


Fig. 14 (A) Defecto facial secundario a la extirpación de carcinoma de células basales en la región oftálmica, (B) Carcinoma en la región del cigomático.

#### ▪ **Melanoma maligno**

Los melanomas se derivan de los melanocitos, donde las células productoras de pigmento emigran en la etapa embrionaria desde la cresta neural y finalmente se sitúan por encima y entre los queratinocitos basales de la piel. Los nevos, lesiones benignas de estas células, generalmente surgen durante la infancia como proliferaciones autolimitadas de melanocitos. Las células en proliferación se limitan inicialmente a la capa basal en su unión con la dermis y, por lo tanto, se denominan nevos de unión.



Los nuevos nevos no surgen en la edad adulta, y la aparición de una nueva lesión pigmentada en un adulto es motivo de preocupación.<sup>14, 26</sup> Se cree que algunos nevos son propensos a la transformación maligna en melanomas, y esta tendencia a menudo sigue un patrón familiar. Alrededor del 50% de los melanomas probablemente surgen de nuevo, mientras que se creó que la otra mitad proviene de nevos preexistentes. El melanoma maligno representa aproximadamente el 2% de todos los cánceres. En la piel facial y cervical, la irradiación solar desempeña un papel dominante en la patogenia y la etiología del melanoma maligno.

No existe predilección sexual por el melanoma y la mayoría de los pacientes son ancianos: la edad promedio es de 60 años. Entre los varones, la piel de la oreja, la aurícula, el cuello y el cuero cabelludo son los más afectados, mientras que en las mujeres la piel de la cara es la zona más afectada.

Los nevos son redondos de simetría ovalada con márgenes lisos. Los melanomas en contraste, a menudo muestran márgenes irregulares. Una tercera característica es la coloración. Los nevos pueden ser marrones o negros, pero el color de un lunar dado es siempre homogéneo. Los melanomas tienden a ser heterogéneos y los distintos tonos de negro, gris y marrón se mezclan en una sola lesión.

Las lesiones con invasión de más de 0,76 mm tienen un 58% de prevalencia de metástasis nodales. Las tasas de supervivencia a 5 años oscilan entre el 20% y el 60%, dependiendo de la profundidad de la invasión (fig. 15).<sup>11, 12</sup>



Fig. 15 Melanoma maligno en el ala de la nariz.

- **Sarcomas**

Se encuentran frecuentemente en los senos de la cavidad nasal, entre ellos se encuentran:

- Condrosarcoma: tumor con un alta tasa de recidiva local. Su evolución puede ser prolongada y su tratamiento es quirúrgico seguido de radioterapia.
- Rabdosarcoma: tumor maligno de tejidos blandos. El pronóstico para los pacientes va a depender si existe una afectación del sistema nervioso central, por lo general preexiste un 20 – 25% que se encuentre en los senos paranasales. El tratamiento consta de cirugía, radioterapia y quimioterapia (fig. 16).<sup>8</sup>

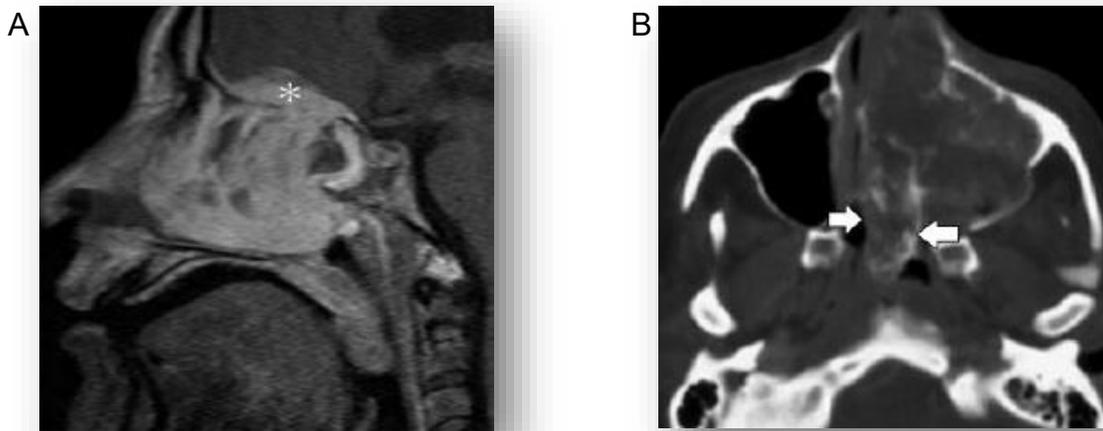


Fig. 16 (A) Contraste medio sagital mejorado en paciente adulto con rhabdomyosarcoma en línea media nasal, muestra erosión en el piso de la fosa craneal anterior y extensión tumoral intracraneal, (B) Imagen axial de Tomografía Computarizada en un paciente con cordosarcoma nasal muestra expansión al vómer (flechas) y extensión al seno maxilar izquierdo.

### 1.2.2.3 Otros

Existen diversos defectos adquiridos que provocan la pérdida parcial o total de la cavidad nasal, al igual que la deformación ya que es un tejido blando y sensible, que está expuesto a sustancias tóxicas y dañinas.

- Traumatismos: se pueden presentar por accidentes, iatrogenias, daño auto inducido, flujo de aire turbulento, causado por un cuerpo extraño o por arma de fuego.
- Efecto tóxico por accidentes de inhalación de ácido sulfúrico, vidrio o sales.
- Inflamación: sarcodosis.
- Rinofima: Se considera una progresión inusual de acné rosácea, su origen es desconocido. Existen cuatro variantes clínicas en relación con el componente hiperplásico cutáneo: sebáceo, conectivo, elástico y angiofibromatoso.<sup>5</sup>



- Destrucción nasal inducida por cocaína: La cocaína daña a los tejidos nasales, pulmones, cerebro y corazón. La perforación del tabique nasal puede estar acompañada de un defecto del paladar duro, la patogenia de la destrucción nasal por la cocaína reside en la interacción de diversas sustancias químicas, irritación y necrosis isquémica.<sup>8</sup>

### 1.3 Antecedentes de la prótesis nasal

Existen hallazgos arqueológicos que han ayudado a establecer diversos materiales que se adaptan a diferentes estructuras del cuerpo humano, con la finalidad de reemplazar zonas anatómicas de gran importancia.

En Perú (3000 a. C) se descubre un defecto craneofacial adquirido el cual fue restablecido con materiales inertes adaptados al hueso (láminas de oro y plata) con el fin de reemplazar la morfología de dicho defecto.

Otro hallazgo importante fue en Egipto donde se encontraron diversas momias en las cuales se evidencian materiales de origen metálico en cavidades orbitarias, desde entonces ya se manejaba el concepto de “prótesis ocular”. En algunos documentos de China e India mencionan la fabricación de prótesis a base de resina coloreada (usualmente de materiales como yeso, minerales, madera, entre otros) con el fin de reemplazar estructuras anatómicas perdidas durante los combates.<sup>6</sup>

En el año 200 d. C. se elaboraban en China prótesis oculares sobre bases metálicas, tal como lo describe el Dr. Popp en su artículo publicado en 1939. En el siglo XVI el médico militar Ambroise Paré describe reconstrucciones quirúrgicas para adaptación de elementos a prótesis faciales (nasal, auricular, ocular) fijándolas a la cara por medio de elementos metálicos, cuerdas o resinas, con fin de mejorar el aspecto de los pacientes mutilados (fig. 17).<sup>6</sup>

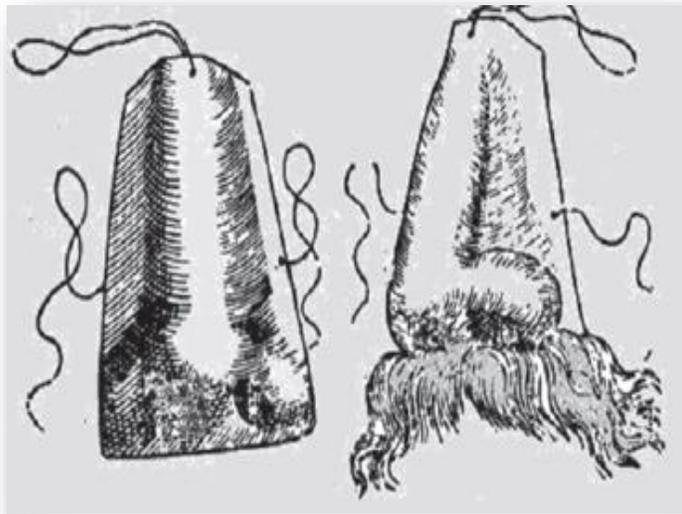


Fig. 17 Representación de Ambroise Paré.



---

---

## CAPÍTULO II RECONSTRUCCIÓN QUIRÚRGICA DE DEFECTOS NASALES

Los retos más grandes para la cirugía plástica es la reconstrucción nasal, ya que es una estructura difícil de reconstruir debido a la anatomía y a su función. En la actualidad existen diversos materiales e injertos que son favorables para reconstrucciones. Conforme la tecnología avanza surgen diversas técnicas que ayudan a reconstruir diversos defectos nasales en menor tiempo.

### 2.1 Rinoplastía

La rinoplastía ha cambiado conforme la tecnología a lo largo de los años lo cual ha contribuido a realizar cirugías menores invasivas, consecuencia de esto ha surgido la necesidad de contar con materiales de soporte, relleno y camuflaje. Existen diversos tipos de injertos y aloplásticos de uso médico y la elección de cada material va a depender de múltiples factores.<sup>13</sup>

Los injertos se dividen en dos categorías:

- Autoinjertos: que derivan del propio paciente e incluyen cartílago, hueso, fascia y dermis. Presentan una biocompatibilidad alta y tienen un bajo riesgo de infecciones y de extrusión en comparación con los homoinjertos.
- Homoinjertos: son materiales obtenidos a partir de miembros de la misma especie, incluyen el cartílago irradiado y la dermis acelular. El cartílago irradiado se obtiene de costillas de cadáveres donantes, a los cuales se les realiza un estudio para detectar enfermedades venéreas. Siendo posteriormente irradiado con rayos gamma; sin embargo tienen la desventaja de la reabsorción y de extrusión.

La dermis acelular se obtiene de un cadáver, siendo posteriormente congelada, carece de antígenos de histocompatibilidad, por lo que es



---

altamente biocompatible. Se usa principalmente para la corrección y camuflaje de irregularidades del dorso nasal.<sup>13</sup>

Los materiales aloplásticos son polímeros sintéticos biocompatibles desarrollados para ser utilizados en cirugías. En los últimos años se han introducido en las rinoplastías, es por esto que se consideran materiales de uso médico, porque se debe de tener conocimiento para su manejo.

La reconstrucción de la nariz se basa en diversos principios, en los cuales se enfoca en la zona que esta lesionada o deformada, por lo que existen diversas técnicas.<sup>13</sup>

## 2.2 Materiales implantables

Estos materiales son aloplásticos los cuales han sido utilizados en procedimientos quirúrgicos desde 1930, los cuales tienen la ventaja de acortar los tiempos de reconstrucción, con propiedades específicamente diseñadas.

Entre estos materiales tenemos al silicón que durante 40 años se utiliza como implante nasal, está compuesto de subunidades repetidas de dimetilsiloxano. Se produce en presentación sólida y líquida. Se utiliza generalmente para el dorso nasal, punta nasal y región premaxilar. Al ser un material no poroso reduce la probabilidad de infección bacteriana dentro del implante por falta de crecimiento de tejido circundante en su interior. La respuesta del huésped hacia el silicón es la formación de una cápsula fibrosa, cuando la cubierta de tejidos blandos es delgada y está sometida a tensión.<sup>13</sup>

### 2.2.1 Silicona (Silastic®)

Constituye un material sólido elástico, no es degradable, fácil de manipular y autoclavable. Se ha utilizado en tejidos blandos por ser poco reactivo, creando una cápsula fibrosa, debido a que es un material bioinerte, de estructura no porosa, incrementa el riesgo de infección y posible extrusión resultado del espacio muerto entre el injerto y los tejidos del huésped. En la rinoplastia se ha utilizado en dorso y punta, principalmente como material de aumento, este es utilizado en pacientes con cartílago septal inadecuado (fig. 18).<sup>13</sup>

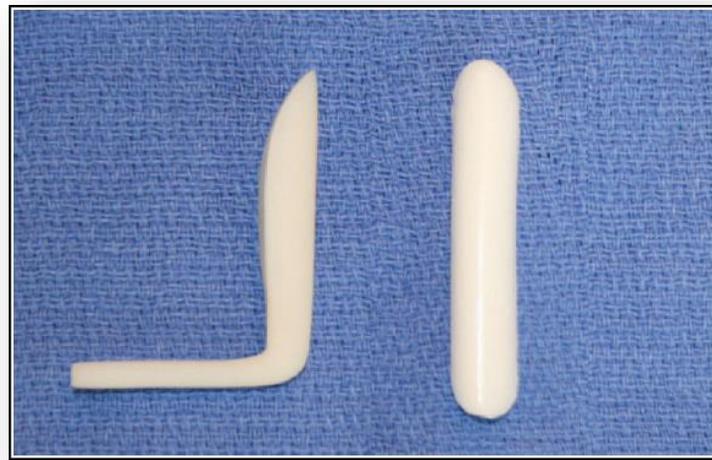


Fig. 18 Implante de silicona.

### 2.2.2 Polietileno de alta densidad (Medpore®)

Es un material aloplástico de alta densidad y microporoso, desarrollado en la década de 1970, tiene las ventajas de ser moldeable con calor, tallable, suturable y biocompatible. Las piezas pueden ser suturadas o atornilladas en conjunto cuando se presente el caso. Este material usualmente se coloca en un plano subperióstico y puede ser fijado en su sitio con tornillos de titanio para prevenir su migración, gracias a su porosidad facilitan el rápido crecimiento de tejido dentro del implante y su incorporación.<sup>13</sup>

Debido a su estructura porosa el crecimiento extenso de tejido puede hacer dificultosa la remoción del implante, por lo que requiere resecar tejido que rodea al implante. La porosidad del Medpore® permite una adecuada vascularización del lecho hacia la piel del dorso, la cual atraviesa al implante, siendo de elección en las rinoplastias secundarias donde la circulación cutánea está comprometida. La superficie de los implantes porosos, aumenta el riesgo de infección, por lo que es muy importante llevar a cabo una técnica aséptica depurada y cobertura con antibióticos. Este material produce una variedad de formas para distintas técnicas de reconstrucción nasal, está disponible un implante para aumento dorsal, con y sin punta nasal. Tiene una dureza similar al hueso esponjoso a temperatura ambiente pero ha demostrado habilidades termoplásticas y puede ser moldeado fácilmente después de ser sumergido en solución salina a temperaturas altas. Se puede colocar en el dorso nasal ya que es la porción que requiere aumento ante el trauma nasal, rinoplastía secundaria y las deformidades congénitas del dorso nasal (fig. 19).<sup>13, 14</sup>



Fig. 19 Implante de polietileno de alta densidad.

### 2.2.3 Politetrafluoroetileno (Gore-tex®)

Es un polímero hidrofóbico lo cual resiste la adherencia bacteriana. Está compuesto por moléculas de carbón y fluorina, que limitan el crecimiento de tejido conectivo. Principalmente se usa como un injerto vascular, y posee porosidad que permite el crecimiento e incorporación limitada de tejido fibroso dentro del implante, lo que evita una respuesta inflamatoria significativa. Brinda un aspecto natural y suavidad al tacto, principalmente se usa en dorsos sobreresecados, ya sea contorneado o acodado, cubriendo un gran defecto o disfrazando irregularidades menores. La biocompatibilidad de este material es excelente, por lo que se asocia con un índice bajo de complicaciones. Es una mala alternativa cuando se requiere soporte estructural, como en la válvula nasal, septo y reconstrucción.<sup>13, 14</sup>

### 2.3 Materiales inyectables

Son materiales de relleno que permiten corregir o camuflar deficiencias menores de volumen nasal, por lo que no proveen un soporte estructural. Estos se inyectan por vía transdérmica en forma retrógrada mediante microcánulas (fig. 20).<sup>13</sup>

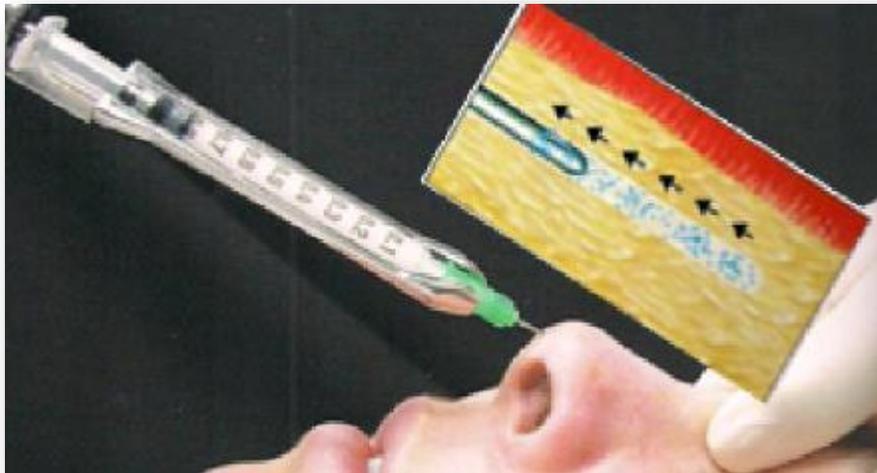


Fig. 20 Inyección retrograda con microcánula. Materiales inyectables.



### 2.3.1 Colágeno (Cosmoder®)

Principalmente está conformado de colágeno tipo I de origen bovino y humano. Debido a que presenta reabsorción precoz del 20% a 30% de lo inyectado, presenta reabsorción casi completa al noveno mes, requiriendo sucesivas aplicaciones. El paciente presenta frecuentemente una reacción inflamatoria local transitoria durante 72 horas posteriores a la inyección. El colágeno de origen bovino es más ampliamente usado en la actualidad. En los últimos años se ha introducido el uso de colágeno humano disminuyendo la tasa de alergias.<sup>13</sup>

### 2.3.2 Ácido hialurónico (Restylane®)

Es un polisacárido, biocompatible, presente naturalmente en tejido conjuntivo de origen humano, animal y bacteriano. Es similar en sus propiedades al colágeno, aunque presenta una mayor duración, presentando reabsorción casi completa al 12vo mes.<sup>13</sup>

### 2.3.3 Hidroxiapatita (Radiesse®)

Es un componente mineral de matriz ósea, su uso permite osteoconducción y osteointegración. Tiene la ventaja de ser un material biocompatible y su efecto es perdurable en el tiempo. Se inyecta como microesferas suspendidas en gel de polisacáridos.

Se usa extensamente en cirugías de aumento del esqueleto facial y es un material de manipulación fácil, resistente a la infección, biocompatible y clínicamente confiable en relación a la persistencia del defecto, puede ser visualizado mediante radiografía. Los gránulos de hidroxiapatita en gel han sido utilizados para aumentar la región de la glabella, la premaxila, región de soporte del ala y dorso nasal, con buenos resultados.<sup>13</sup>



### 2.3.4 Polimetilmetacrilato (Metacril®)

Es un polímero sintético en forma de microesferas de 30 a 40 µm de diámetros, suspendidas en gel de colágeno. Una vez inyectado, el vehículo se absorbe y las microesferas son encapsuladas, siendo resistentes a la degradación y fagocitosis. En rinoplastía, se han colocado en el dorso nasal, punta nasal y premaxila. Posee un bajo riesgo de presentar reacciones adversas complejas como la formación de granulomas y rechazo, siendo difícil de remover.<sup>13</sup>

A continuación se mencionarán las ventajas y desventajas de los materiales aloplásticos (cuadro 3):<sup>13</sup>

**Cuadro 3 Ventajas y desventajas de materiales aloplásticos.**

	Ventajas		Desventajas			
	Soporte Removilidad		Maleabilidad	Infección	Rechazo/ extrusión	Reabsorción
<b>Implantables</b>						
Silastic®	++	-	++	++	+++	-/+
Medpore®	++	++	-	-/+	++	-/+
Gore-tex®	-	+/-	+	+/++	-/+	-/+
<b>Inyectables</b>						
Colágeno	-	-	-	-	+	+++
Hidroxiapatita	-	-/+	-	-	-	-
Polimetilmetacrilato	-	-	-	+	+++	-/+

## CAPÍTULO III PRÓTESIS NASAL

La prótesis nasal es un tratamiento que se requiere en pacientes que han perdido la estructura nasal por diversas causas. A lo largo de los años se han practicado estos procedimientos mediante distintos materiales; los cuales se han ido perfeccionando con el paso de los años para brindar una mejor estética y un adecuado funcionamiento. Es de importancia conocer la técnica de elaboración de esta rehabilitación.

### 3.1 Concepto

La primera prótesis nasal fue descrita en el año 1546 - 1601 por el astrónomo danés Tycho Brahe quien perdió su nariz en la participación de una batalla. Esta prótesis fue adaptada con una lámina metálica (oro y plata) y pintura de aceite, a fin de semejar mayor naturalidad y esta misma se sostuvo con elementos adhesivos (fig. 21).<sup>6, 15</sup>



Fig. 21 (A). Tycho Brahe, (B) Prótesis nasal a base de oro y plata.

Durante los siglos XVII y XVIII se utilizaron numerosos materiales para reemplazar estructuras anatómicas perdidas, como el papel Maché, marfil, oro, plata, vidrio y porcelana. En diversas escuelas odontológicas se popularizó el uso de elementos como vidrio y se dieron los primeros avances para emplear el caucho vulcanizado así como el acetato de celulosa.

También se desarrollaron diversas formas de retención en prótesis faciales con cuerdas, cuero o la adaptación a elementos con alambres.

En esta misma época se introdujo el concepto de materiales termoplásticos a base de cera, por el doctor Tritterman y para finales del año 1800 e inicios del año 1900 se introdujo el concepto de la vulcanización del caucho para adaptarse al manejo de la rehabilitación facial.

En el siglo XX en Norteamérica y Europa se desarrollaron materiales más compatibles con los tejidos biológicos y coloraciones para mejorar el aspecto final de dichas prótesis. En la década de los sesentas se descubrió en odontología el principio de osteointegración con el titanio, concepto que en 1977 se traslada a zonas extraorales.

En 1979 se llevó a cabo la colocación de los primeros implantes osteointegrados para la retención de una prótesis auricular (fig. 22).<sup>6, 11, 16</sup>

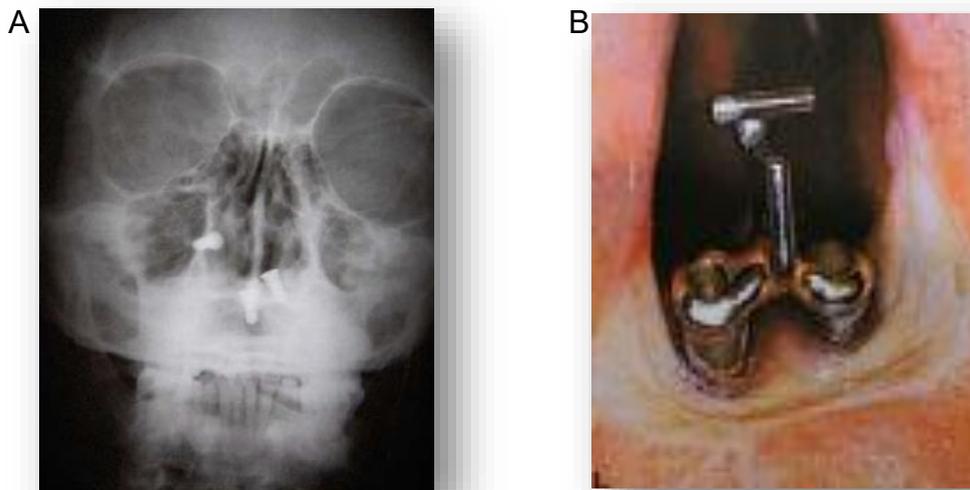


Fig. 22 (A) Tomografía de un paciente con implantes osteointegrados, (B) Paciente con implantes, diseño de dos barras para no interferir con el paso del aire.



## 3.2 Materiales

La rehabilitación protésica maxilofacial de defectos faciales amplios presenta uno de los más grandes desafíos para el protesista maxilofacial que es fabricar una restauración estéticamente agradable, donde los materiales más utilizados en este tipo de prótesis son los elastómeros de silicona flexible.

Dichos componentes deben ser de fácil manejo y permitir un cierto margen de error.

Los materiales utilizados deben presentar ciertas características (cuadro 4):<sup>11</sup>

<b>Cuadro 4. Propiedades biológicas y físicas ideales de los materiales</b>
• El material liberado no debe irritar a los tejidos de soporte, ni volverse poroso para minimizar la absorción de manchas.
• No tiene que ser alérgico.
• Debe ser dimensionalmente estable para garantizar una contracción mínima durante el procesamiento y aceptar varios colorantes.
• Sus componentes deben ser inodoros, por otra parte sus colorantes no se deben modificar durante el procesamiento.
• La viscosidad debe ser lo suficientemente baja para permitir un procesamiento fácil en el molde, pero lo suficientemente alta para permitir la dispersión de colorantes.
• Sus componentes no deben ser tóxicos ni cambiar química o físicamente durante el almacenamiento.
• El material no debe favorecer el crecimiento de microorganismos.

Continuación.....



#### Cuadro 4. Propiedades biológicas y físicas ideales de los materiales

- El material debe permanecer estable cuando se exponga al factor del medio ambiente; como lo son los rayos ultravioleta (UV), oxígeno, secreciones (sebáceas, transpiración nasal y salival) así como adhesivos y solventes. La resistencia a las manchas es una gran ventaja para estos materiales ya que permite el uso de cosméticos para camuflajear los márgenes.
- Debe ser dimensionalmente estable y ligero, además de poseer una resistencia adecuada en los bordes para permitir el adelgazamiento de los márgenes.
- Las variaciones en la temperatura no deben afectar a las propiedades físicas. La conductividad térmica debe ser lo suficientemente baja, para brindar un buen uso en ambientes fríos.
- Debe poder limpiarse con desinfectantes comunes.
- Debe tolerar carga cíclica con una flexibilidad similar a los tejidos que se están reemplazando.

Es altamente deseable que la prótesis sea duradera y tenga la capacidad de ser usada sin un deterioro significativo de las propiedades estéticas y físicas en un periodo de 6 meses.

El color, la textura, la forma y la translucidez de la prótesis deben duplicar las estructuras faltantes y la piel adyacente. El resultado estético final es el factor más importante en el éxito o fracaso clínico.<sup>11</sup>



### 3.2.1 Polimetilmetacrilato

Es un polímero sintético en forma de microesferas no absorbibles de 30 a 40  $\mu\text{m}$  de diámetros, suspendidas en gel de colágeno bovino, el cual es un material de relleno permanente por lo que una vez que este es inyectado, el vehículo se absorbe y las microesferas son encapsuladas, siendo resistentes a la degradación y fagocitosis. Las microesferas actúan como estímulo constante para la regeneración tisular. En el caso de la rinoplastía, se puede colocar en el dorso nasal, punta nasal y premaxila, posee un bajo riesgo de presentar reacciones adversas complejas como la formación de granulomas y rechazo, siendo difícil de remover.

Ha utilizado en el mundo farmacéutico durante más de 50 años, y fue aprobado en 2006 por la Food and Drug Administration (FDA), la aplicación correcta es el plano de unión de la dermis y la grasa subdérmica.

El PMMA requiere prueba de alergia previa su infiltración, se considera que es un material seguro y eficaz para corregir las irregularidades del contorno nasal, pero no es considerado como sustituto de la cirugía tradicional (fig.23).<sup>11, 13, 17</sup>

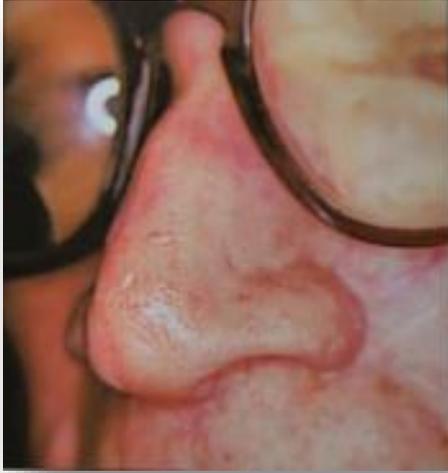


Fig. 23 Prótesis nasal realizada con polimetilmetacrilato.

### 3.2.2 Silicón grado médico

Los elastómeros en general se presentan en dos formas:

- Silicona vulcanizada de alta temperatura.
- Silicona vulcanizada a temperatura ambiente.

Las siliconas en general se pueden clasificar en grupos según sus especificaciones:

**Grado de implante:** este tipo de silicona debe someterse a pruebas exhaustivas y deben cumplir o superar los requisitos de la FDA (prótesis valvulares cardiacas e implantes de mamas).

**Grado médico:** estos materiales están aprobados únicamente para uso externo. Estos son los materiales más utilizados para la fabricación de prótesis maxilofaciales.

**Grado industrial:** son utilizados para aplicaciones industriales (lubricantes, adhesivos/moldes).

**Grado alimenticio:** estos materiales cumplen con las regulaciones de la FDA para el contenido alimenticio (moldes).<sup>11</sup>



Dentro de los silicones grado médico encontramos:

- **MDX 4-4210 con catalizador A-103**

Polidimetil siloxano de grado médico con grupos vinilo. Es una silicona transparente a translúcida de dos partes (relación 10:1 de base a catalizador). Este elastómero de silicona se introdujo en la rama de la prótesis maxilofacial, en la década de 1970. Con este material se pueden lograr excelentes resultados estéticos ya que exhibe una coloración extrínseca de buena calidad y resistencia a los bordes.<sup>11</sup>

Este material no está muy saturado de coloración, por lo que es translúcido y las propiedades físicas se pueden modificar mediante la adición de fluido de silicona. El MDX 4-4210 es un silicón no tóxico y biológicamente compatible. Las primeras pruebas clínicas revelaron que es un material compatible con la mayoría de los sistemas adhesivos para la piel. Se ha demostrado que este material exhibe una resistencia a la tracción asemejando la textura de la superficie y los valores de dureza que se encuentran dentro del rango de la piel humana.

El procesamiento es simple porque los moldes de yeso dental son aceptables. Se puede emplear una solución al 5% de jabón como un agente liberador de residuos. Se deben tener todas las precauciones para evitar la contaminación del molde con restos de vaselina o arcilla. Las muflas preparadas se colocan en un horno de calor seco a 50°C durante aproximadamente 30 minutos antes de su uso. El calentamiento de todos los segmentos de la mufla ayudará a mantener los colores personalizados durante la coloración intrínseca.<sup>11</sup>

La investigación sobre la porosidad y la densidad utilizando diversas técnicas de procesamiento indicaron que la eliminación del aire del fluido de silicona antes del empaque y el uso de una técnica de empaque por inyección controlada, da como resultado una prótesis libre de porosidad (fig. 24).<sup>11</sup>



Fig. 24 Prótesis nasal elaborada con MDX4-4210.

- **Silicona adhesiva médica Silastic, tipo A**

Es un silano terminado con dimetil siloxano-triacetoxi, reticulada por la reacción de condensación. Este polímero de peso molecular relativamente bajo con extremos bloqueados de hidroxilo, es una pasta no fluida y translúcida por lo cual está lista para su aplicación y no requiere mezclado. La polimerización procede de la superficie exterior hacia adentro. Aunque esta silicona está diseñada para uso de selladores en la industria de la construcción, se ha utilizado en dispositivos médicos como adhesivo para facilitar la adherencia de materiales a los elastómeros de silicona.

Puede procesarse en un molde de yeso pero no se recomiendan los moldes metálicos debido al ácido liberado por la silicona.

Dentro de las ventajas del material es que se requiere de catalizador y es compatible con una amplia gama de colorantes.<sup>11</sup>

- **Combinación MDX 4-4210 / Silastic Medical Adhesive tipo A**

Udagma and Drane introdujeron la técnica de combinar Silastic Medical Adhesive tipo A con el componente base de MDX 4-4210, para la fabricación de prótesis maxilofaciales. Farah estudió las propiedades mecánicas y de desplazamiento de fuerza, se encontró que presenta diferentes propiedades mecánicas y que la variación de estas pueden permitir la producción de prótesis maxilofaciales que simulan más estrechamente las propiedades de los tejidos en diferentes áreas de la cara. Esta técnica mejoró la resistencia al desgarre de la prótesis, ayudó a prevenir el contacto de microorganismos que podrían contaminar las superficies de silicona, además ayudó a la retención para la prótesis en los tejidos (fig. 25).<sup>11</sup>

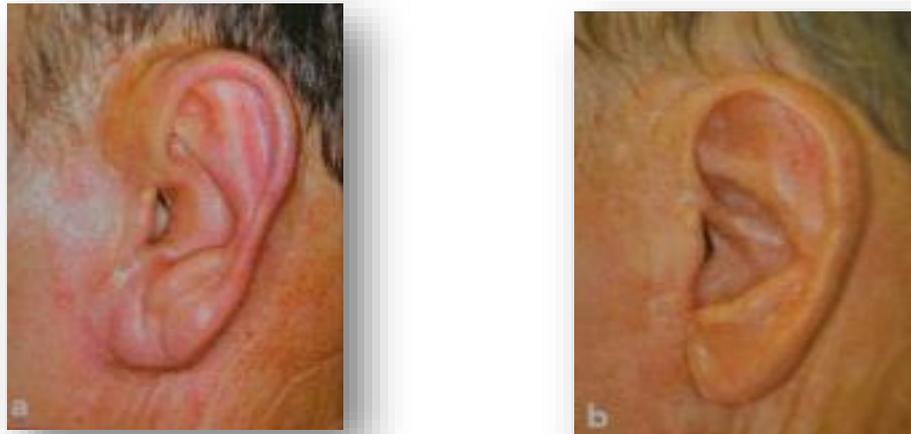


Fig. 25 (a) Prótesis auricular elaborada de MDX 4-4210 / Silastic Medical Adhesive tipo A, realizada en 1999, (b) Prótesis realizada en 2005 con el mismo paciente.



### 3.3 Técnica de elaboración

Para la elaboración de una prótesis nasal se tendrá que definir el sistema de retención. La impresión se puede realizar de dos maneras:

- Directa: se relaciona al procedimiento artístico anatómico, sobre un modelo de yeso obtenido de una impresión facial del paciente y mediante técnicas de estructura se conforma la región anatómica deseada.
- Indirecta: procedimiento protésico mediante la impresión previa de órganos o regiones anatómicas faciales, preferentemente de un pariente cercano o un individuo del mismo biotipo.

La impresión facial es una de las etapas determinantes e indispensables para la elaboración de una prótesis nasal; mediante este procedimiento es posible obtener un modelo facial. Es importante tener en cuenta que la impresión se puede realizar en impresiones parciales, es decir, solamente del defecto local y áreas adyacentes, por lo que la impresión debe reproducir un modelo de dimensiones fidedignas para tener una correcta adaptación de la prótesis.

Los principales materiales utilizados para realizar este procedimiento son la cera de baja fusión, yeso París, hidrocoloides reversibles y elastómeros polimerizables.<sup>18</sup>

El procedimiento consiste en:

1. Toma de impresión del defecto del paciente. La metodología consiste en tomar la impresión del defecto, delimitando el área a impresionar. Previamente se coloca vaselina en cejas y pestañas para evitar el desprendimiento de las mismas al momento de retirar la impresión y proteger los tejidos nasales remanentes para evitar flexionarlos por medio de una gasa húmeda.

La impresión se obtiene con alginato reforzándolo con una gasa y yeso dental. El positivo se puede obtener con yeso tipo III o IV (fig. 26).<sup>16</sup>

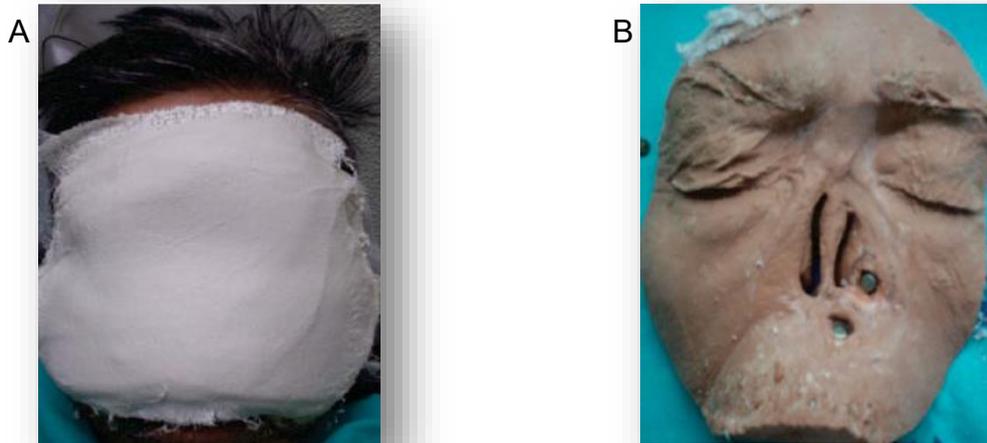


Fig. 26 (A) Obtención del negativo de los remantes nasales con hidrocólido irreversible, (B) el positivo con yeso tipo IV.

2. Elaboración de un modelo en cera (ceroplastia) que asemeje el defecto y sea la base para la futura prótesis, con las características anatómicas del paciente, el conocimiento visual y el uso de fotografías anteriores del paciente (si es posible). Después de la adaptación de contornos marginales, el patrón ya confeccionado se coloca en el paciente (fig. 27).<sup>11, 16</sup>



Fig. 27 (a) Elaboración del modelo en cera vista lateral, (b) Vista frontal del modelo en cera.

3. Adaptación del sistema de retención al modelo en cera (en caso de ser con sistema de implantes osteointegrados, magnetos, barra-clip). Después de la adaptación y conformación de contornos marginales, el patrón ya confeccionado se coloca en el paciente (fig. 28).<sup>16</sup>



Fig. 28 Prueba de cera con el paciente.

4. Elaboración de un molde para la futura prótesis. La ceroplastia ya terminada, se coloca en una mufla de prostodoncia con yeso tipo III para el enmuflado. Cuando el yeso ha fraguado se colocan dos capas de separador yeso-acrílico para poder colocar la contramufla y agregar el yeso tipo IV (zona de ceroplastia). Una vez fraguado, se coloca en una prensa y se lleva a una olla con agua hirviendo por aproximadamente 15 minutos, posteriormente se retira la prensa y se abre la mufla, para descencerar. Se agrega más agua caliente con detergente y se lavan las dos contrapartes de la mufla con un cepillo de cerdas de plástico evitando que queden restos de cera y grasa en el yeso (fig. 29).<sup>11</sup>

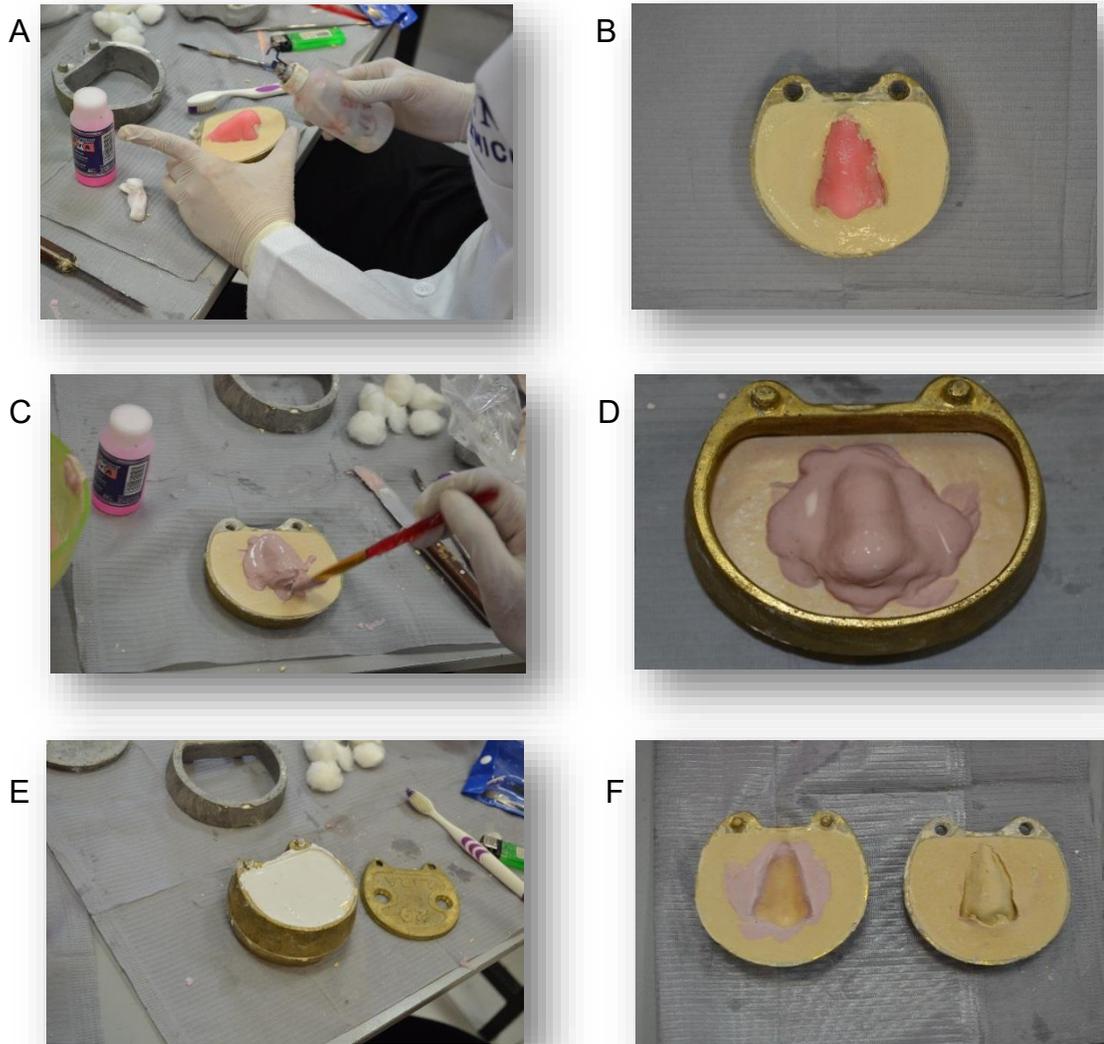


Fig. 29 (A) Detallado de la prótesis nasal antes de colocar la contramufa, (B) Prótesis nasal lista para colocar la contramufa, (C) Colocación de yeso tipo IV sobre ceroplastía, (D) Después de fraguado el yeso tipo IV, está listo para colocar yeso tipo III, (E) Enmufado terminado, (F) Descencerado técnica de cera perdida.<sup>F.D.</sup>

5. Se procede a realizar la caracterización intrínseca de acuerdo a las características del paciente con silicón y fibras sintéticas textiles, que mimetizarán el tono básico de la piel. Se elaboran diversas tonalidades de acuerdo al área a caracterizar y el efecto que se desea obtener. Consecutivamente se coloca en la mufla el silicón con una espátula fina (grado médico), y luego se cierra la mufla uniendo las dos contrapartes y llevándola a una prensa hidráulica a una presión de 350 a 400 kg para ser polimerizado por 24 horas. Por último se recupera la prótesis de silicón para ser recortarla y proseguir a la caracterización extrínseca (fig. 30).<sup>11, 18</sup>

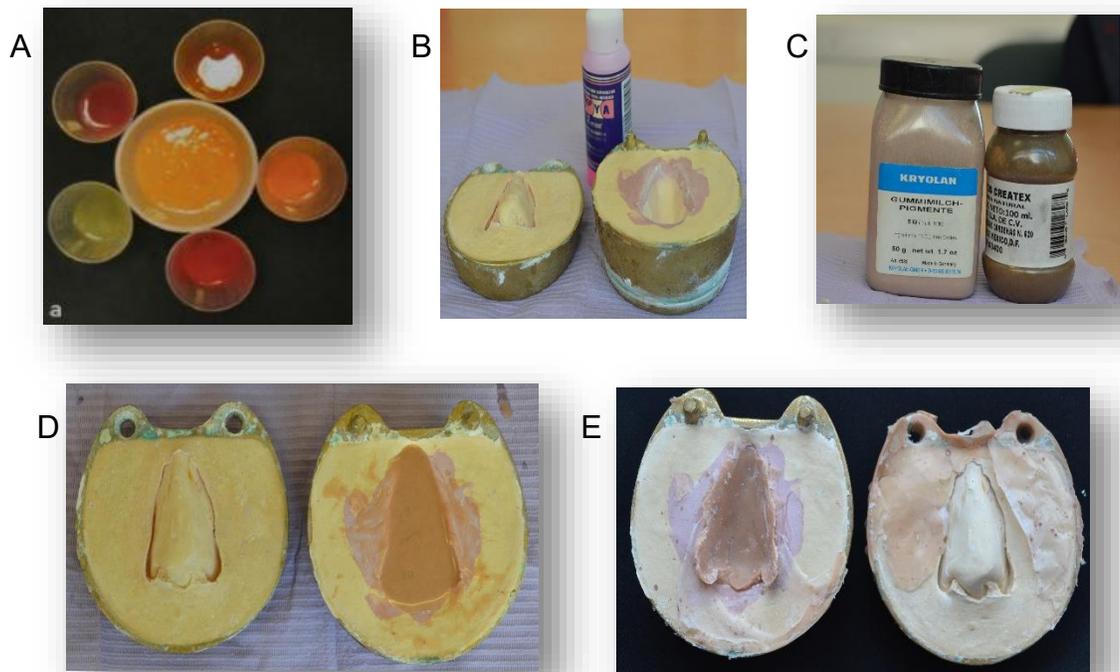


Fig. 30 (A). Colores de silicona catalizados, (B) Colocación de separador yeso acrílico, (C) KRYOLAN® (pigmentos), (D) Silicón antes del prensado para coloración intrínseca, (D) Silicón polimerizado (coloración intrínseca).

6. Caracterización extrínseca. Con la presencia del paciente, se procede a copiar el tono de piel y características propias de la misma, como las manchas, lunares o marcas. Esta caracterización se realiza con pinturas de óleo y monómero de acrílico para diluir las mismas. Se coloca el silicón al molde de yeso para detallar la caracterización protésica con pinceles. Finalmente, cuando el color de la prótesis es satisfactorio se coloca una capa de silicón de grado médico, para sellar el color y evitar que se altere con facilidad (fig. 31).<sup>16</sup>



Fig. 31 Caracterización extrínseca de la prótesis.

7. Adaptación final de la prótesis al paciente (fig. 32).<sup>6, 16</sup>



Fig. 32 (A) Colocación en el paciente de la prótesis terminada y revisión del paciente dos semanas después. (B) Prótesis ajustada con caracterización extrínseca.



## CAPÍTULO IV ANDAMIOS APLICADOS EN ODONTOLOGÍA

En la última década se ha desarrollado en medicina y odontología un nuevo campo de investigación que consiste en ingeniería tisular. Los principales objetivos se basan en la regeneración, reparación o reemplazo bioartificial de tejidos y órganos propios del cuerpo humano, que han sido dañados por diversos factores, tales como trauma, quemaduras, enfermedades adquiridas como el cáncer o anomalías congénitas.

### 4.1 Generalidades

La ingeniería tisular tiene sus inicios desde 1987 y como esta rama de la medicina ha progresado por tres etapas.

En la primera etapa se empleaban biomateriales inertes con la finalidad de usarlos como estructuras sustitutivas de algunas partes del cuerpo dañadas.

En la segunda etapa se inició la aplicación de una matriz biodegradable o andamio biológico con una estructura porosa, trabecular o reticular, que se coloca en el tejido dañado para promover, el microambiente apropiado, el crecimiento y propagación de las células residentes sanas circundantes o bien células madre que pueden implantarse en ese tejido o se pueden incorporar al biomaterial que integra el andamio, con la finalidad de acelerar la regeneración.<sup>19, 20</sup>

La tercera etapa nació con la reciente aparición de la nanotecnología y su aplicación en medicina, que ha llevado al concepto de nanomedicina.

El enfoque ha cambiado con el paso de los años y se basa principalmente en tres componentes fundamentales que son: células, andamios y biomoléculas, inductores o bien factores de crecimiento (fig. 33).<sup>20</sup>

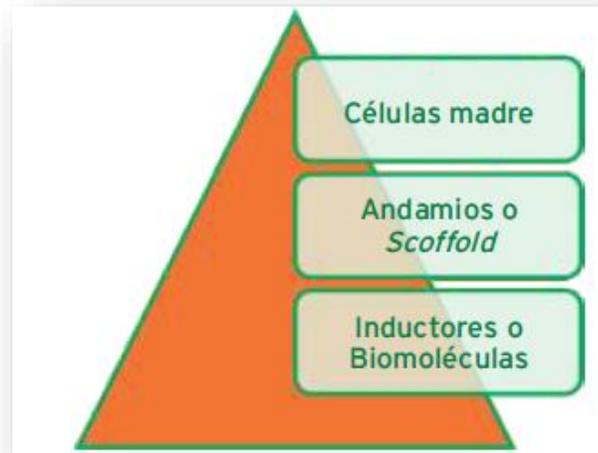


Fig. 33 Componentes principales que se usan en la Ingeniería Tisular.

- **Células**

El cuerpo humano está constituido aproximadamente de 100 trillones de células, con aproximadamente 260 fenotipos diferentes que se asocian en el espacio y tiempo para formar los tejidos y órganos. Las células más próximas a una lesión pueden restaurar el daño por el denominado mecanismo de diferenciación. Las células que participan en la construcción de un tejido nuevo, deben tener la capacidad reproductiva; esto se refiere, al ciclo celular que no hayan entrado todavía en el proceso de diferenciación terminal. Se trata por lo tanto de células madre que son capaces de dar origen a células hijas más diferenciadas.

- **Andamios**

Las características de estos materiales biocompatibles deben ser diseñados para soportar la adhesión celular, la diferenciación y la proliferación. En la ingeniería tisular este tipo de materiales deben favorecer la función biológica y mecánica de las células ya que actúan como una matriz extracelular artificial.<sup>19, 20</sup>



El “andamio ideal” para facilitar el crecimiento debe tener óptimas características físicas y propiedades mecánicas; dichas propiedades deben ser compatibles con la de los tejidos circundantes.

Los biomateriales deben satisfacer los requisitos de diseño siguientes:

1. Biocompatibilidad.
2. Conductividad para la fijación y proliferación de células comprometidas o sus progenitores y la producción de una nueva matriz extracelular.
3. Capacidad para incorporar factores inductivos para dirigir y mejorar el crecimiento de nuevo tejido.
4. Apoyo al crecimiento vascular para la oxigenación y el transporte de biomoléculas.
5. Integridad mecánica para soportar las cargas en la zona del implante.
6. Controlada y predecible velocidad de degradación no tóxica.
7. Procesamiento sencillo y rentable en formas irregulares 3D de tamaño suficiente para llenar defectos clínicamente relevantes.

Los andamios se pueden dividir en sintéticos o de origen natural, sus propiedades de superficie pueden ser alteradas incluyendo la textura, la composición de la rugosidad, carga y química, para mejorar la interacción con las células, la señalización celular, diferenciación y función.

En el área de regeneración ósea el andamio que esté elaborado de tecnología 3D debe poseer los siguientes criterios: <sup>20, 21</sup>

- Proporcionar el soporte mecánico inicial para proteger el área del defecto del colapso de los tejidos circundantes.
- Ser capaz de prevenir la invasión del tejido fibroso.
- Poseer osteoconductividad.
- Permitir la vascularización suficiente e integración de tejidos.
- Deben presentar una elevada área superficial y una apropiada química superficial para favorecer la adhesión celular.



Los andamios ideales deben tener una alta porosidad, una estructura con poros interconectados, y una superficie biocompatible químicamente. Es de importancia que el material posea una biodegradación controlada para que los andamios puedan ser reemplazados por células del huésped y llegar a formar un nuevo tejido.<sup>21</sup>

Existen materiales naturales y sintéticos, que han surgido como candidatos apropiados para la utilización de andamios para ingeniería de tejidos (Cuadro. 5).<sup>21</sup>

Cuadro 5. Materiales naturales y sintéticos usados como andamios en ingeniería tisular.		
Biomateriales	Tiempo de degradación	Mecanismo de degradación
Colágeno	2-24 semanas	Degradación enzimática
Quitosano	10- más de 84 días	Degradación enzimática
Poli-L-láctico (PLLA)	2-12 meses	Mecanismo hidrolítico
Ácido poliglicólico (PGA)	4-6 meses	Mecanismo hidrolítico
Poli (caprolactono)	1-2 años	Mecanismo hidrolítico
Hidroxiapatita	Del orden del año	Disolución, reabsorbidos por osteoclastos
Tricalcio de fosfato	8-24 semanas	Disolución, reabsorbidos por osteoclastos

- **Biomoléculas, inductores o factores de crecimiento**

La célula responde al medio ambiente extracelular detectando señales químicas o estímulos físicos que desencadenan la apropiada respuesta de las mismas mediante la activación de distintos mecanismos moleculares y biológicos que conducen a división, migración diferenciación, mantenimiento del fenotipo o

apoptosis. La actividad coordinada de estos procesos por parte de las células de un tejido que conducen a la definición estructural y funcional de un tejido en un momento temporal determinado.

La participación de estas biomoléculas es fundamental en la construcción de nuevos tejidos, por contribuir a su crecimiento y desarrollo, el mecanismo por el cual pueden introducirse en el nuevo tejido con ciertas garantías, aparte de su inyección por vía directa, que conduce a una rápida eliminación debido a la corta vida de los mismos. Es su incorporación en los biomateriales de soporte, lo que permite una exposición y liberación prolongada de dichos factores (fig. 34).<sup>19, 22</sup>

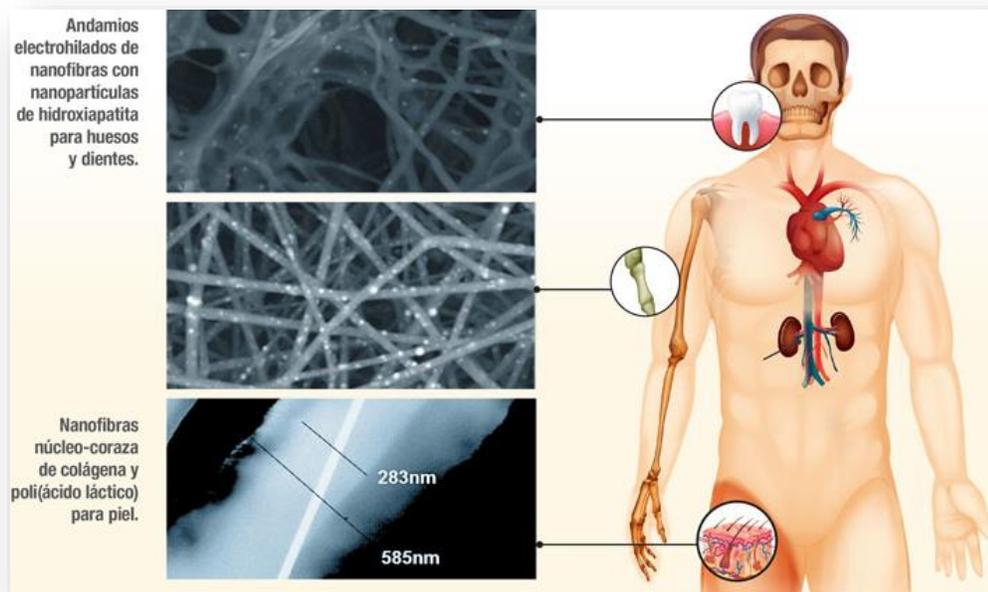


Fig. 34 Andamios obtenidos de diversos tejidos y sus usos.

## 4.2 Utilidad de andamios en odontología

A partir de la década pasada se han reportado trabajos encaminados a la reparación de tejido pulpar, tejido óseo y mucosa oral, mediante técnicas que permiten la regeneración de tejidos, con el inicio de la era de la ingeniería tisular.

### ➤ Complejo dentino-pulpar

La ingeniería tisular da la posibilidad de regeneración de tejido pulpar tornándolo tangible y ha dado la pauta que se denomina “Endodoncia Biológica”. Estudios preliminares implican la formación de coágulo en presencia de tejido remanente y antibióticos en pacientes jóvenes, los cuales han presentado resultados favorables; sin embargo una alternativa es la regeneración mediante (constructos tisulares), que al ser implantados se diferencien a tejido pulpar. Estos se conforman por un andamio inteligente, biomoléculas y células madre autólogas, constituyen una estrategia versátil debido a que las condiciones de diseño del constructo podría adaptarse a las necesidades de cada paciente (fig. 35).<sup>19, 23</sup>

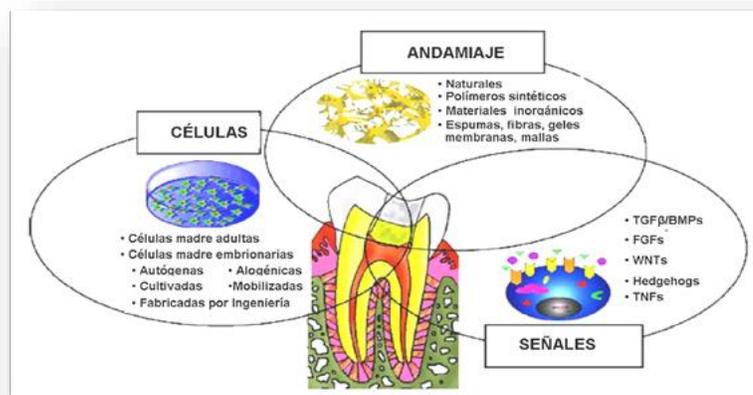


Fig. 35 Componentes de la regeneración tisular. Tomado de Nakashima.



Aunque aún hay aspectos que deben afinarse, como los irrigantes más adecuados que favorezcan las condiciones de mantenimiento celular, el nivel de tejido que debe eliminarse, el tipo de antibióticos más adecuados o el nivel de inserción del constructo; la Endodoncia Regenerativa es una terapia inminente; por lo que es indispensable un mayor acercamiento a los avances en este tipo.<sup>19</sup>

#### ➤ Tejido óseo

Entre los tejidos más resistentes, pero también más propensos a ser lesionados o destruidos, se encuentra el tejido óseo, por esta razón los trabajos de investigación sobre la reparación de defectos óseos comenzaron hace unos cuantos años. En sus inicios se emplearon materiales metálicos o yeso y evolucionó hasta la aplicación de xenoinjertos, aloinjertos y autoinjertos. En odontología, los defectos óseos son afecciones que oscilan desde recesiones hasta la resección completa de la mandíbula y que pueden ser tratadas con hueso liofilizado, membranas o bien prótesis metálicas, que en la mayoría de los casos devuelven la función. En 2010 se realizó la reconstrucción bilateral del arco cigomático de un paciente con síndrome de Treacher Collins a través de un andamio con células madre de tejido adiposo y factores de crecimiento. Las pruebas histológicas revelaron la formación de hueso laminar sano, tras el tratamiento no se presentaron complicaciones a 6 meses de seguimiento. El desarrollo de nuevos andamios con propiedades físicas, químicas y mecánicas debe seguirse explorando. Actualmente, la combinación de colágeno, hidroxiapatita y péptidos osteogénicos y células madre, es el biocomplejo idóneo. Existen materiales que se pueden obtener a partir de la naturaleza como la celulosa o nuevos híbridos poliméricos (fig. 36).<sup>19</sup>



Fig. 36 Andamio tisular para regeneración ósea.

➤ Mucosa oral

Es uno de los tejidos más abundantes; la pérdida de la misma a causa de diversos procedimientos quirúrgicos, traumatismos entre otras situaciones clínicas, supone un auténtico problema ante la necesidad de obtener una adecuada cobertura que repare el defecto de forma adecuada. Frente a este problema las soluciones actuales consisten en la aplicación de injertos de diferentes orígenes, los cuales han presentado complicaciones como rechazo. Estas implicaciones hacen hincapié a la generación de sustitutos biológicos, funcionales, anatómicos y estéticamente similares a los de la zona receptora, a través de la combinación de células y andamios. Existen investigaciones que reportan la formación de andamios tridimensionales de agarosa y fibrina en cultivo con fibroblastos y queratinocitos mediante la técnica aire líquido. Este biocomplejo al ser incubado presenta una organización histológica semejante al tejido nativo y al ser trasplantado se integra eficazmente reconstruyendo así el defecto con tejido funcional.<sup>19</sup>



## 4.3 Biomateriales

Los biomateriales se definen como materiales con la capacidad de reemplazar la función de los tejidos órganos vivos. En otros términos, un biomaterial es una sustancia farmacológicamente inerte diseñada para ser implantada o incorporada dentro del sistema vivo. Pueden estar expuestos de modo temporal o permanente a fluidos del cuerpo, aunque en realidad pueden estar localizados fuera del propio organismo.

### 4.3.1 Ácido poliláctico

Los polímeros son compuestos formados por enlaces covalentes, entre unidades más pequeñas denominadas monómeros; gracias a este tipo de enlaces y conforme han pasado los años, han desarrollado un sin número de aplicaciones con base a estos materiales como: fibras, llantas, implantes, suturas, matrices de cultivo de tejidos y polímeros. Gracias a su resistencia a la corrosión, su baja densidad y sus propiedades mecánicas, les ha permitido sustituir a los metales en diversas aplicaciones.

Se define como polímero biodegradable aquel que se puede convertir completamente en gas carbónico y agua, bajo ciertas condiciones; es decir puede regresar a sus compuestos de partida en el proceso de fotosíntesis.

Los polímeros biodegradables pueden ser de origen natural como los polihidroxi-alcanoatos, los polisacáridos (celulosa, almidón, quitina) o pueden ser sintéticos como el ácido poliláctico, el ácido poliglicólico, la policaprolactona, el alcohol polivinílico, entre otros. Las funciones de estos polímeros están orientadas hacia la producción de empaques, suturas, mini implantes bioabsorbibles, como tornillos y stents, la liberación de fármacos y la ingeniería de tejidos. <sup>21, 24</sup>

El ácido poliláctico es un polímero sintético y biocompatible de la familia de los poliésteres, producido a partir del ácido láctico, un producto natural, obtenido

por fermentación de fuentes renovables. El ácido láctico es un compuesto quiral que dependiendo de su origen puede llegar a ser el isómero D (PDLA), el isómero L (PLLA) o una mezcla DL (PDLLA). La polimerización del ácido láctico se puede controlar para obtener diferentes pesos moleculares y diferentes grados de cristalinidad mediante una selección apropiada de los parámetros de reacción como lo son la temperatura, presión, tiempo de reacción y selección del catalizador.<sup>24</sup>

A su vez el, el grado de cristalinidad y las propiedades físicas y mecánicas del producto dependen del peso molecular y del isómero escogido para realizar la polimerización. Mientras que PLLA y el PDLA son semicristalinos el PDLLA es amorfo (fig. 37).<sup>21, 24</sup>

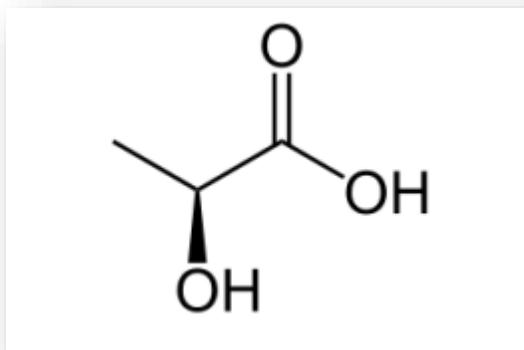


Fig. 37 Ácido láctico.

La policondensación a temperaturas cercanas a 150°C y presiones de 40-60 Torr produce PLLA de bajo peso molecular, adecuado para producir bloques blandos moldeables manualmente; mientras que la despolimerización del oligómero, seguida de sublimación, da lugar al dímero del ácido láctico; el cual se denominara lacturo, el cual por polimerización de catalizadores, a temperaturas ligeramente mayores y bajo atmósfera inerte, genera el PLLA de alto peso molecular, apropiado para producir películas, tornillos y bloques duros.<sup>24</sup>

El **ácido poliláctico** puede obtenerse a partir de la caña de azúcar o del almidón de maíz, por eso es la primera alternativa natural al polietileno. Es un

material que resulta de la fermentación de los azúcares o del almidón bajo el efecto de bacterias sintetizando al ácido láctico.

La degradación del ácido poliláctico es por medio de hidrólisis, produciendo ácido láctico; esta degradación puede ser acelerada con la presencia de enzimas. Este monómero es metabolizado a nivel celular y eliminado a través de procesos fisiológicos.<sup>21</sup>

La biodegradación va a depender de factores externos como el tamaño del implante, su forma, lugar de implantación, densidad y su peso molecular (fig. 38).<sup>21</sup>

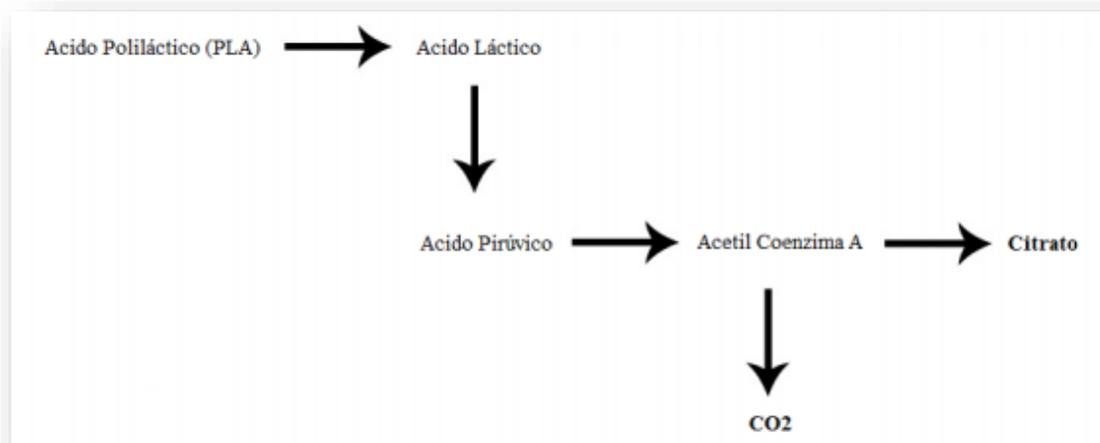


Fig. 38 Degradación del ácido poliláctico.

Debido a que el ácido poliláctico puede ser degradado completamente por hidrólisis química, se utiliza para la producción de hilo de sutura, como implante, así como cápsula para la liberación de medicamentos. Es apropiado para construir estos materiales biodegradables porque tiene propiedades adecuadas: mecánicas, biodegradación y es muy fácil de fabricar. Sin embargo, su aplicación se enfoca en el desarrollo de andamios para ingeniería de tejidos.

Existen algunos inconvenientes ya que posee un efecto de baja deformación antes de la rotura y un alto módulo elástico que limitan su compactación. Por

estos motivos se utilizan plastificantes que mejoran su ductilidad y su flexibilidad para disminuir el punto de cristalización ( $T_c$ ), el punto de fusión ( $T_m$ ) y la temperatura de transición vítrea ( $T_g$ ).<sup>21</sup>

#### 4.3.2 Hueso hiperlástico

Es un biomaterial nuevo sintético osteoregenerativo, que evita las limitaciones técnicas, quirúrgicas y de fabricación de los materiales actuales.

Para realizar este tipo de material es necesario sintetizar tintas líquidas 3D que están cargadas de hueso hiperlástico mediante la combinación de polvo cerámico (Hidroxiapatita) y policaprolactona (PCL), poliácido láctico o bien ácido glicólico.

Se utilizó el ácido glicólico y policaprolactona como aglutinantes para tintas de hueso hiperlástico debido a su uso en medicina e ingeniería de tejidos. Con estos elastómeros, se imprimieron estructuras 3D de hueso hiperlástico (fig. 39).<sup>25</sup>



Fig. 39 (A) Escaneo y escala de una mandíbula. (B) impresión en 3D de hueso hiperlástico. (C) comparación de una mandíbula de hueso y una mandíbula realizada con tecnología 3D.

Para entender mejor las características únicas del hueso hiperlástico, se comparó con fibras creadas de diferentes formulaciones de tinta. Dichas tintas de hueso hiperlástico podrían usarse como autoadhesivas, permitiendo que los objetos impresos en 3D de forma independiente, hechos del mismo material o similares, se fusionen a la perfección. Los componentes impresos



en 3D individualmente se fusionaron para formar geometrías altamente complejas, que serían imposibles de imprimir en 3D como un objeto monolítico.

Además, se utilizan tintas de hueso hiperelástico como recubrimientos flexibles en otros materiales implantables, como tornillos metálicos. Esta aplicación es similar a la adición de recubrimientos biocerámicos a estos tornillos, un proceso que se muestra para mejorar la integración del tejido. Por último, la capacidad de sintetizar e imprimir en 3D las tintas de hueso hiperelástico en condiciones ambientales sin necesidad de sinterización adicional ni cementación química permitió la incorporación de factores biológicos y moléculas, como las proteínas, péptidos, genes, y antibióticos, que puede mejorar la regeneración de tejidos y reducir la infección.<sup>25</sup>

Aunque no son tan elásticos como sus homólogos de polímeros puros, tanto hidroxiapatita-poliácido láctico-co-glicólico (HAPLGA) como hidroxiapatita-policaprolactona (HAPCL) conservan un alto grado de elasticidad, capaz de sufrir una tensión de  $36.1 \pm 4.3\%$  y  $61.2 \pm 6.4\%$  y tener un módulo elástico de tracción similar de  $4.3 \pm 0.4$  MPa y  $10.3 \pm 1.3$  MPa, respectivamente. Las características microestructurales del hueso hiperelástico permitieron que las fibras sufrieran varios modos de deformación, mientras que podían recuperarse casi por completo al descargarlas. La porosidad dentro de las fibras permitió que las partículas rígidas se tradujeran al tiempo que limitaban las interacciones directas e incompresibles entre sí. Tras la carga de compresión, se eliminó el exceso de espacio poroso a medida que las partículas fluían con el elastómero de deformación para llenar el volumen abierto. Las cargas de tracción fueron transportadas casi completamente por el elastómero, y bajo tensiones extremas, se produjo una separación temporal entre el elastómero y las superficies de partículas. Sin embargo, debido a que las partículas de hidroxiapatita se encapsularon físicamente dentro del

elastómero y no se unieron covalentemente al mismo, estos huecos de tracción interfacial no fueron permanentes y desaparecieron al descargar.<sup>25</sup>

El elastómero produjo fuerzas de restauración antiparalelas durante la descarga, que se manifestaron como una respuesta elástica observable macroscópicamente (gran deformación recuperable), y el hueso hiperlástico regresó a una forma casi neta (fig. 40).<sup>25</sup>



Fig. 40 Propiedades mecánicas del hueso hiperlástico. Serie de fotografías que muestra la compresión y recuperación de un cilindro impreso en 3D.

Para el hueso hiperlástico poroso que se imprimió en 3D en arquitecturas definidas, los modos de compresión, tensión y deformación por flexión definidos previamente se combinaron para impartir propiedades elásticas en todo el constructo.

A pesar de la geometría y porosidad del objeto impreso en 3D, se afectó el último comportamiento mecánico, los cilindros simples de 90° (fibras impresas orientadas perpendicularmente a las capas adyacentes), pueden comprimirse cíclicamente hasta un 40% de tensión y regresar rápidamente a su forma casi original inmediatamente después de cada ciclo, con recuperación completa en el transcurso de minutos. Este comportamiento no se limitó a la carga casi estática, sino que también es evidente en la carga dinámica. Las construcciones de hueso hiperlástico impresas en 3D, a pesar de estar compuestas de un 90% en peso de cerámica, no se rompieron, fallaron de

manera catastrófica o se deformaron permanentemente bajo cargas de alto impacto, sino que se recuperaron a su forma original.<sup>25</sup>

El hueso hiperlástico no requiere estar bajo cargas mecánicas directas e importantes, como las relacionadas en las regiones cráneo facial, torso, espinal superior y extremidades superiores, es importante investigar los límites de carga del hueso hiperlástico (fig. 41).<sup>25</sup>



Fig. 41 Serie de fotografías de un solo ciclo de compresión axial mostrando el porcentaje de tensión correspondiente. Caracterización adicional de las propiedades mecánicas del hueso hiperlástico.

## CAPÍTULO V EL ÁCIDO POLILÁCTICO EN IMPRESIONES 3D PARA RECONSTRUCCIÓN FACIAL

La tecnología 3D nos permite materializar de forma rápida prototipos, modelos y piezas previamente digitalizadas en tres dimensiones con un determinado software de modelo predeterminado; gracias a esta tecnología se pueden crear partes o piezas de cualquier forma geométrica con diversos materiales como: cerámica, metal y polímeros. Este tipo de tecnología se fundamenta en el empleo de una impresora especial y un material adecuado; los más habituales son: el ácido poliláctico, poliestireno de alto impacto, tereftalato de polietileno entre otros.

### 5.1. Impresiones 3D (CAD – CAM) en odontología

La tecnología CAD/CAM (Computer Aid Desing/Computer Aid Manufacturing) ha simplificado los procedimientos para la elaboración de restauraciones dentales, obteniendo una resistencia y calidad similar las restauraciones convencionales. Este sistema hace referencia a la realización del diseño de una restauración virtualmente por un software, para transferir la información de la boca del paciente a este y se realiza una impresión digital.

Esta tecnología se divide en sistemas para uso en el consultorio y sistemas para uso en el laboratorio (fig. 42).<sup>26</sup>



Fig. 42 Imágenes de modelos digitales con tecnología CAD/CAM.

Existen tecnologías de prototipado rápido las cuales surgen en los últimos años de la década de los 80 del siglo pasado, cuando se introdujo la primera máquina capaz de reproducir una impresión digital en tres dimensiones a partir de una imagen tridimensional de un objeto, mediante el proceso de estereolitografía; gracias a este avance se han elaborado cambios en la tecnología que han aportado a la fabricación de piezas, instrumentos y una gran variedad de productos. La mayoría de estos métodos están basados en la deposición de los materiales por capas, planos o secciones hasta conseguir o construir el objeto final (fig. 43).<sup>26, 27</sup>



Fig. 43 Caso clínico donde la impresión digital fue obtenida con CAD/CAM y restauraciones con coronas de porcelana.

Existen diferentes impresoras o técnicas de impresión que se diferencian en el principio de trabajo, por ejemplo, la sinterización por láser, el curado o fotopolimerizado. La principal ventaja del CAD/CAM es su capacidad de crear casi cualquier forma o característica geométrica y reproducirla con exactitud.<sup>27</sup>

Una de las limitaciones que se señalan para esta tecnología consiste en que la opción de materiales a utilizar es muy reducida, limitándose a algunos polímeros y fotopolímeros, algunos metales, ceras y cerámicas.

En la rama de la odontología, la tecnología CAD/CAM permite modelar prótesis faciales que ayudan a la reconstrucción de pacientes que han sido afectados por enfermedades tumorales o traumatismo, mediante modelos obtenidos a través de pruebas de imagen, principalmente por tomografía axial computarizada.

En el caso de ortodoncia, se pueden reemplazar los brackets por retenedores plásticos. Estos son más estéticos que los brackets convencionales y llegan a ser más cómodos, ya que se pueden retirar al momento de comer.<sup>27</sup>

Las aplicaciones de estas tecnologías en cirugía oral y maxilofacial abarcan un amplio espectro de posibilidades en la elaboración de prótesis, implantes dentales, entre otros. Las impresiones 3D ofrecen grandes ventajas como reproducir huesos o zonas anatómicas faltantes como; las órbitas, paredes del canal auditivo, el área de la nariz, huesos frontales, maxila, mandíbula, entre otras (fig. 44).<sup>28</sup>



Fig. 44 Prótesis hemifacial realizada con tecnología 3D.



Actualmente se trabaja en nuevas estrategias como el uso de células madre específicas, que son capaces de poder diferenciarse en cementoblastos, fibroblastos y osteoblastos que son soportadas sobre andamios tridimensionales contruidos por materiales biocompatibles, que ayuden a acelerar la regeneración del tejido óseo. En este tipo de estrategias el andamio se combina con células madre genéticamente modificadas para producir excelentes resultados en el tratamiento a realizar. La impresión 3D de tejidos se conoce como bioimpresión o bioprinting, se realiza mediante la aplicación de capas de células vivas depositadas en un medio gelatinoso y a través de un mecanismo de superposición, así como la creación de estructuras tridimensionales.<sup>27, 28</sup>

## 5.2 Procedimientos para reconstrucción facial

La elaboración de una prótesis “adecuada” debe tener relación con una cirugía de calidad, debido a que las manipulaciones menores de los tejidos adyacentes residuales pueden tener un efecto profundo en el resultado “estético”. Para obtener resultados apropiados se debe tener una relación con el cirujano oncólogo o el que realice la operación, para que pueda realizar defectos que produzcan distorsiones mínimas de las estructuras faciales adyacentes que se conservarán.

Existen casos en el que es deseable eliminar estructuras que no estén involucradas con el tumor, por ejemplo los huesos nasales y el tabique nasal; para obtener mejores resultados. En ocasiones es deseable forrar un defecto con la piel, mientras que en otras ocasiones el forro con flaps locales o vascularizados puede ser más deseable. En el caso de los defectos de la cara media (nasal, orbital, ocular, orbitofacial) es deseable la creación de cortes en la piel, para retener en un futuro la prótesis.<sup>11</sup>

Los principios básicos para la rehabilitación protésica se refieren a que: la prótesis debe ser indetectable para el observador casual, debe presentar

contornos naturales, textura de la superficie adecuada, color y translucidez. Si no se puede cumplir alguno de estos, la restauración de la simetría no puede ser apropiada. La prótesis debe ser compatible y combinarse con la forma facial existente, incluso si los contornos faciales esta distorsionados.

A continuación se explicarán a detalle cada uno de estos aspectos.

- **Forma**

Si el defecto es ideal y los contornos de los tejidos adyacentes no se ven afectados por la resección quirúrgica y el cierre, tamaño y la forma de la restauración facial pueden ser casi idénticos a los de la estructura seccionada. La simetría perfecta no es deseable en diversos defectos debido a que se puede observar en el paciente asimétrico. En muchos casos los contornos adyacentes están algo distorsionados, la prótesis facial debe estar esculpida para adaptarse a este tipo de cambios en el contorno (fig. 45).<sup>11, 29</sup>



Fig. 45 Modelo de la cara del paciente en 3D.

- **Textura de la superficie**

La textura va a variar considerablemente en función a la edad y el sitio. La textura de la superficie de la región orbital es considerablemente diferente a la de la mejilla adyacente. En la mayoría de los casos un simple punteado de la escultura con un cepillo de dientes puede ser suficiente para producir la textura de la piel para la prótesis, pero en otras situaciones no es suficiente un simple punteado.<sup>30</sup>

- **Técnica y métodos de reconstrucción facial**

La reconstrucción facial asistida por un software, tiene como objetivo elaborar prótesis faciales con el fin de devolver la estética y funcionalidad al paciente, no obstante esta técnica puede limitarse a diagnosticar y planificar intervenciones quirúrgicas. De este modo cuando se necesita diagnosticar, planificar intervenciones quirúrgicas y además elaborar prótesis faciales, este procedimiento requiere de tres pasos principales (fig. 46):<sup>30, 31</sup>

1. Proceso de construcción de modelos tridimensionales.
2. Simulación virtual del caso clínico.
3. Construcción de prótesis con sistemas CAD/CAM.

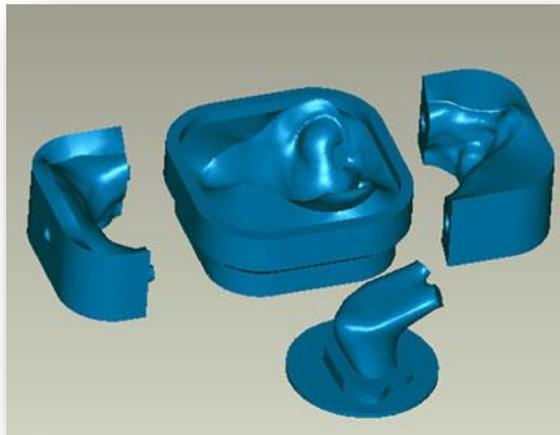


Fig. 46 Modelo virtual de cuatro piezas para prótesis nasal.

- **Recepción de datos**

Consiste en captar las imágenes médicas, las que se pueden lograr mediante modalidades, tales como la ecografía, radiología computarizada, resonancia magnética, resonancia magnética nuclear o la tomografía computarizada y la tomografía axial computarizada.

Es así que con este tipo de examen médico, se toman imágenes de cortes milimétricos transversales al eje céfalo-caudal, de modo que dichas imágenes pueden valoradas con un ordenador, el cual controla el tomógrafo.

Las imágenes obtenidas en formato DICOM, el cual se considera como el estándar internacional de imágenes médicas para intercambio de las mismas, son transferidas a una estación de trabajo donde se realizan la reconstrucción tridimensional del cráneo (por ejemplo) con programas de software a partir de cortes axiales, además de diseñarse la prótesis en 3D. Este tipo de formato es usado en ámbitos médicos como odontológicos (fig. 47).<sup>30, 32</sup>

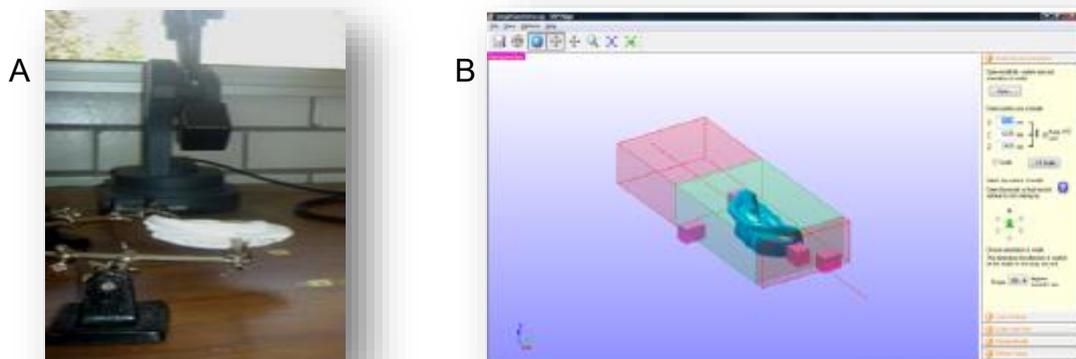


Fig. 47 (A) escáner MicroScribe G2X con la impresión de la oreja sana de un paciente obtenida en yeso, (B) Programa SRP Player que muestra el archivo STL importado.

- **Construcción de modelos mediante sistema CAD/CAM**

Una vez que se obtiene el diseño virtual, dicha información es enviada por internet a un ordenador remoto, que a su vez controla una máquina estereolitográfica que, con tecnología CAD/CAM permite generar el modelo cráneo-facial en un material similar al natural.

La estereolitografía es un proceso que consiste en obtener modelos en tercera dimensión de cualquier estructura anatómica, a través de un software que permite observar defectos estructurales con el fin de crear prototipos reales (fig. 48).<sup>30, 31</sup>

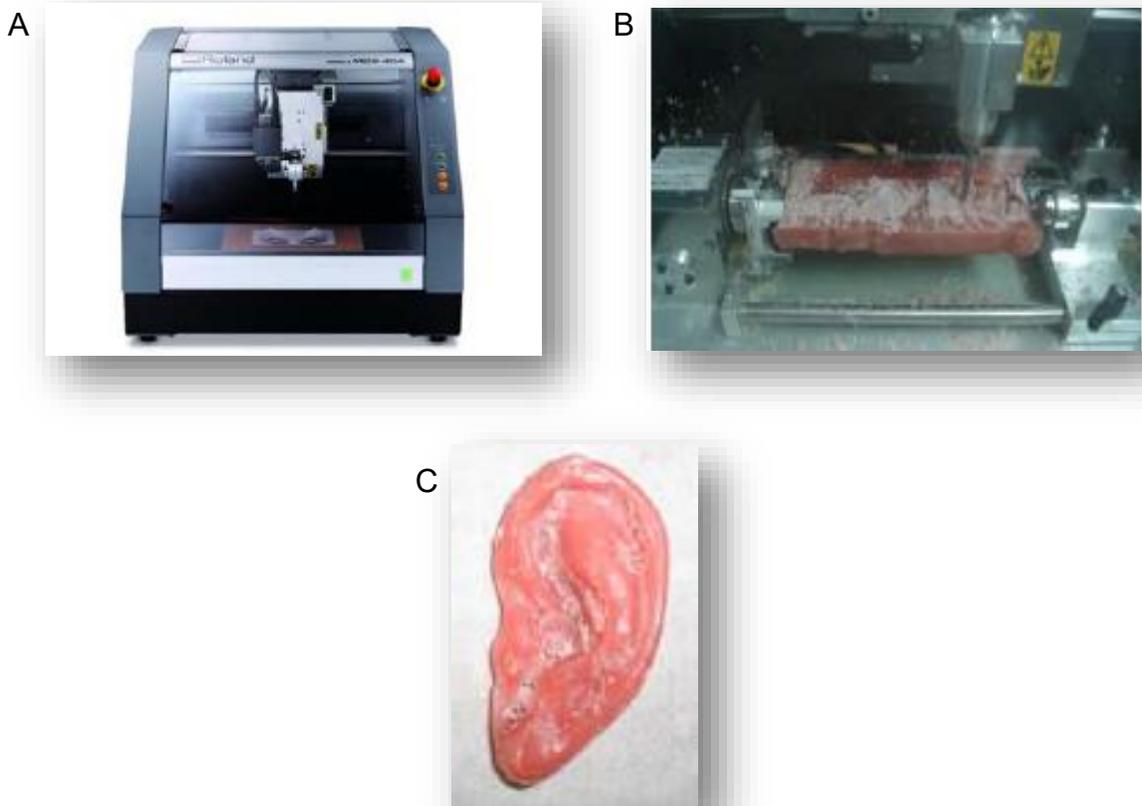
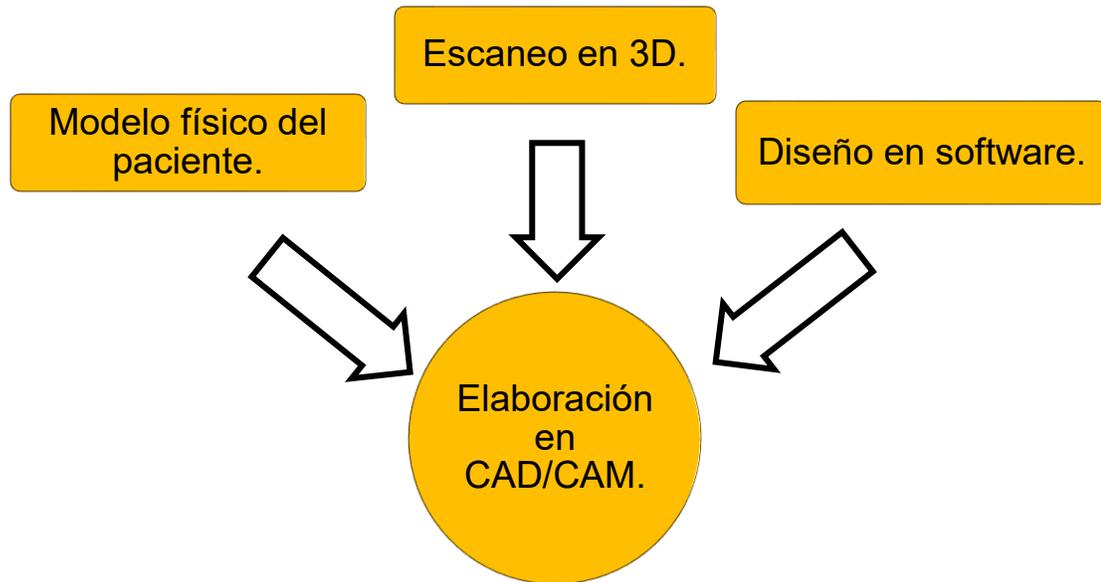


Fig. 48 (A) máquina Roland MDX 40<sup>a</sup>, (B) Fabricación de prótesis auricular en cera, maquina Roland MDX 40<sup>a</sup>, (C) Prótesis auricular en cera terminada.

Con base al análisis del método tradicional y tomando en cuenta la nueva tecnologías de diseño y fabricación, se propone una nueva metodología para asistir la fabricación de la prótesis. Esta metodología consiste en: <sup>31</sup>



Esquema 1. Procedimientos para realizar una prótesis en CAD/CAM.

El primer paso de la metodología propuesta comienza con el modelo físico del paciente utilizando un procedimiento similar al método tradicional. Una de las razones por las que se propone el uso de un modelo en yeso, es debido a que el pabellón auricular es un tejido blando, el cual se puede deformar al estar en contacto con algún objeto.

En el caso de la ausencia del pabellón auricular que es una de las afecciones más frecuentes, debido a que se puede presentar una malformación congénita caracterizada por el escaso desarrollo de una oreja o las dos. Las prótesis auriculares son la alternativa más recomendable, por lo que permiten de manera práctica y sencilla recuperar la funcionalidad y el aspecto de una oreja natural.<sup>31</sup>

La metodología para realizar una prótesis auricular en 3D es mediante un software especializado de diseño asistido (CAD), siguiendo la antropometría. Posteriormente la prótesis se fabrica utilizando las nuevas tecnologías de manufactura, la impresión 3D por el método de modelado por deposición fundida. Se puede utilizar el fluoruro de polivinilideno el cual es un termoplástico altamente inerte químicamente y considerado como un material inteligente (fig. 49).<sup>32</sup>

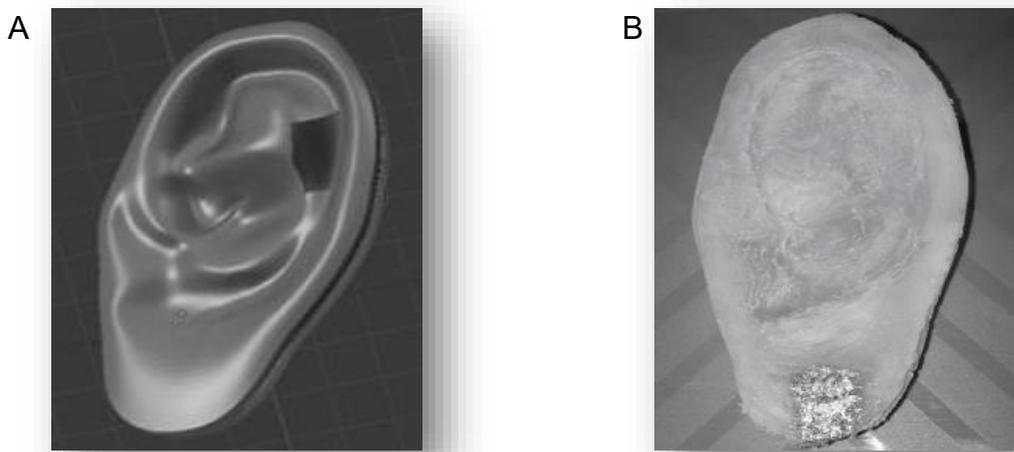


Fig. 49 (A) pabellón auricular diseñado en software CAD/CAM, (B) Pabellón auricular manufacturado en fluoruro de polivinilideno por impresión 3D.

Para poder realizar una prótesis maxilofacial es necesario estar en contacto con el médico tratante para observar la delimitación y del tejido que se vaya a retirar. El cierre es a veces desventajoso por razones estéticas, especialmente cuando se utiliza un colgajo miocutáneo, dejando el defecto abierto proporcionará la capacidad de controlar la malignidad en este caso orbital y la oportunidad de construir una prótesis de silicona para rehabilitación.

Un desafío para el protesista maxilofacial es la fabricación de una prótesis orbitofacial debido a que está relacionada con la retención y el posicionamiento de la órbita. La retención puede comprometerse con un adhesivo o una

prótesis implantosoportada, y en el caso del posicionamiento se puede realizar usando el encerado en la cara del paciente.

La técnica consiste en obtener una imagen digital y comunicación en medicina (DICOM), para detectar los tejidos blandos involucrados en el defecto y determinar la posición del bulbo ocular, la imagen se puede obtener con una tomografía axial computarizada o bien una resonancia magnética. Posteriormente se realiza un escaneo con un rayo láser bajo la supervisión del protesista maxilofacial. Una vez que se obtiene el escaneo, se elabora un archivo en un software y se utiliza un programa especial para diseñar la prótesis que en un futuro se colocará en el defecto (fig. 50).<sup>33</sup>

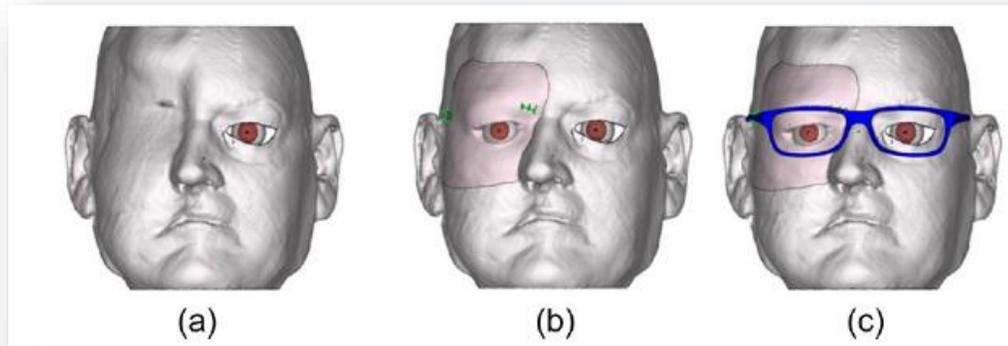


Fig. 50 (a) resonancia magnética, (b) Posición ocular y tejidos adyacentes de la futura prótesis, (c) Diseño de la prótesis orbicular.

Al término del diseño, se realiza un prototipo de resina impresa y se verifica en el paciente para detectar los defectos e ir ajustando los detalles. Existe la posibilidad de colocar un margen de silicona flexible el cual quedará adherido a la piel durante el movimiento de las mejillas, que es diseñado con broches para colocarlo en los lentes y proporcionar un soporte ocular preciso (fig. 51).<sup>33</sup>

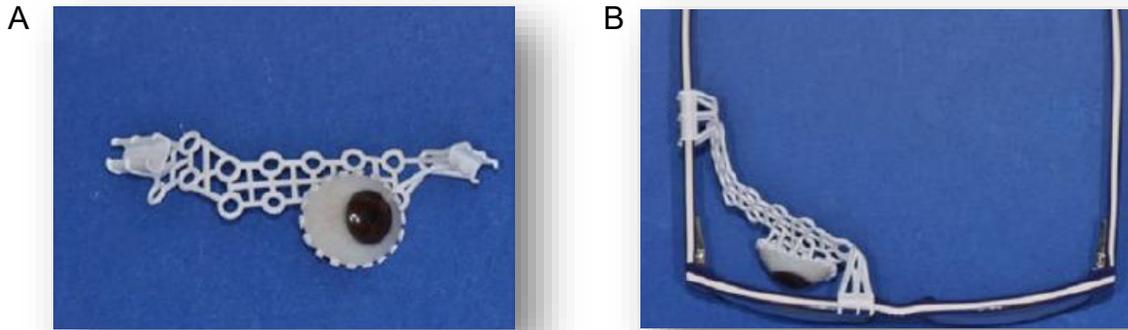


Fig. 51 (A) impresión 3D de la subestructura. (B) broches en las gafas.

Finalmente, la silicona es procesada y extrínsecamente se aplica la coloración antes de la entrega de la prótesis (fig. 52).<sup>33</sup>



Fig. 52 prótesis orbicular terminada en CAD/CAM.

En los últimos años con el desarrollo de la tecnología moderna aplicada en medicina, existen diversos caminos para la rehabilitación facial asistidos por un ordenador CAD/CAM. En algunos pacientes la prótesis nasal es estética y provee la función respiratoria. Así la prótesis ofrece tanto al clínico como al paciente observar el defecto por recurrencia de la enfermedad (en algunos casos).

El método de reconstrucción nasal consiste en:

El escaneo del paciente con computadora, almacenada en un formato DICOM, obtiene una imagen con la finalidad de reconstruir el defecto mediante un software específico (fig. 53).<sup>29</sup>

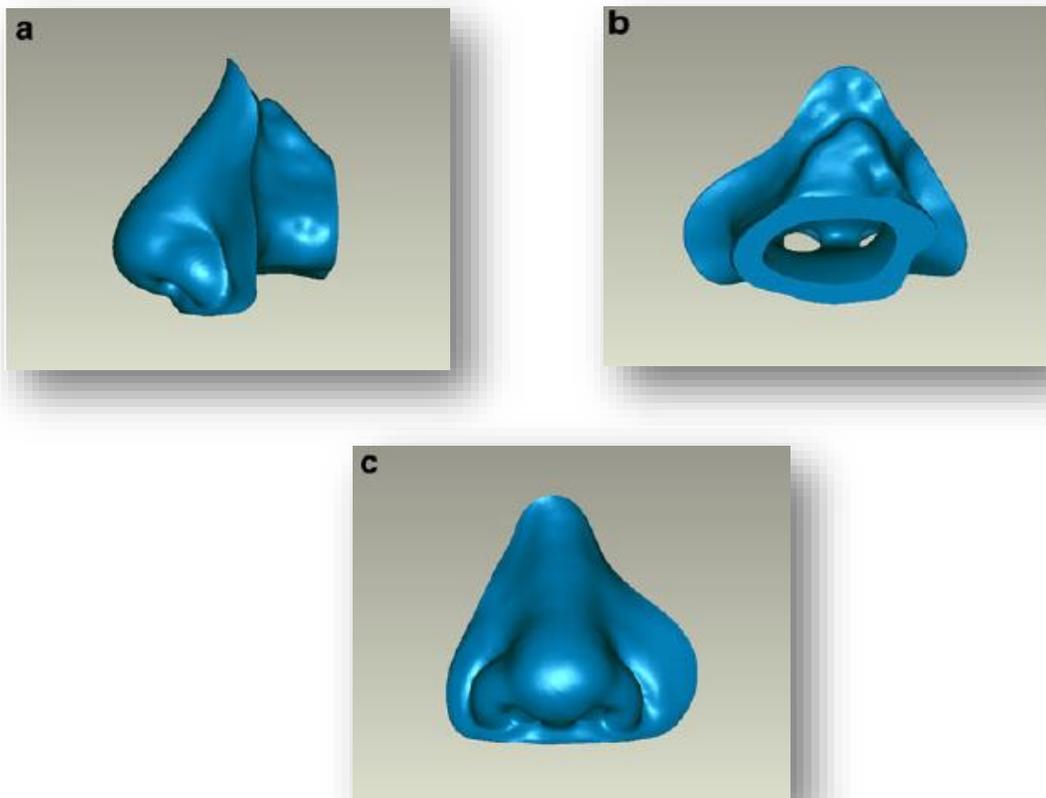


Fig. 53 (a) Diseño virtual de la prótesis nasal. (b) Diseño de la vía respiratoria. (c) Prótesis nasal virtual.

Consecutivamente se ajusta la forma, tamaño y posición del modelo sobre el defecto nasal de forma manual hasta cubrir el defecto. Cuando se obtiene el modelo adecuado, se realiza una comparación mediante un software con su perfil para observar los defectos y mejorar la futura prótesis.

Posteriormente se transmite a una unidad de estereolitografía para crear un molde de resina incolora en cuatro partes. Estas partes podrían ser ensambladas juntas para generar un molde de resina completo (fig. 54).<sup>29</sup>

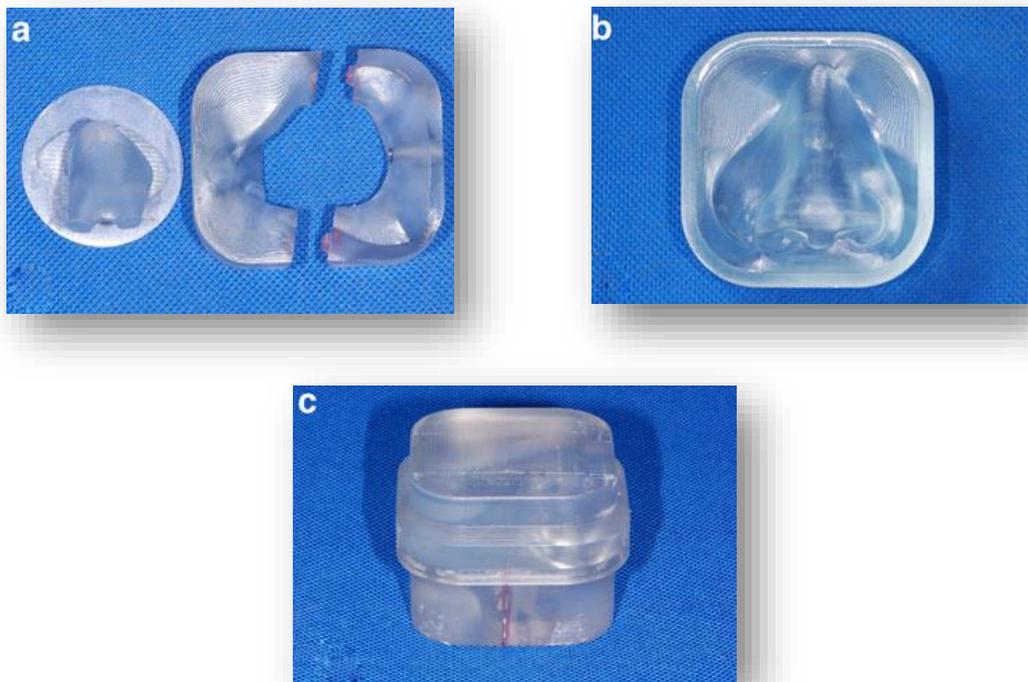


Fig. 54 (a y b) molde de resina de cuatro piezas. (c) las cuatro piezas ensambladas.

El molde se llena con material de silicona y se polimeriza a una temperatura controlada. Se coloca en un baño de agua para fabricar la prótesis nasal definitiva. Por último se le aplican colorantes extrínsecos y al terminar este procedimiento se le coloca al paciente y se evalúa en el rostro del mismo (fig. 55).<sup>29</sup>

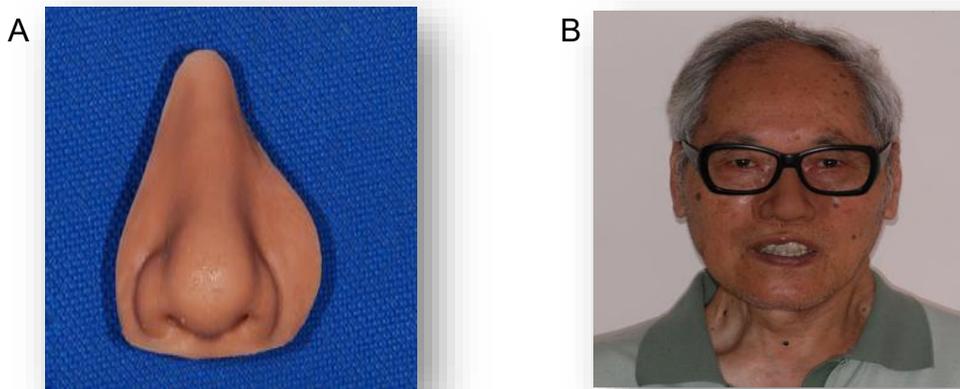


Fig. 55 (A) Prótesis final en CAD/CAM. (B) Colocación de prótesis nasal en el paciente.

Avances recientes en la biofabricación y bioimpresión (CAD/CAM) están brindando tratamientos específicos de acuerdo a cada paciente, gracias a la fabricación de estructuras tridimensionales con características complejas que proporcionarán una alta reproducibilidad y de fácil fabricación. Los defectos faciales congénitos o adquiridos, suelen requerir tratamientos quirúrgicos amplios, sin embargo es necesario tener una comunicación con el cirujano y realizar un tratamiento ortopédico previo, siendo utilizado como medio para guiar a la futura prótesis.

En la última década se ha estudiado el uso del ácido poliláctico como material biodegradable y termoplástico derivado de recursos renovables como la maicena, las raíces de tapioca o la caña de azúcar. Este material solo puede ser empleado por el modelado de deposición fundida el cual es un método de impresión 3D.<sup>34</sup>

Se utiliza un método para escanear o procesar manualmente los stents nasales en archivos de diseño asistido por computadora, y se utilizan trabajos sólidos para fabricar una amplia gama de polímeros duros y blandos que incluyen PLA, Flex-PLA, y PCL. Los estudios de caracterización de materiales confirmaron que los filamentos o mezclas de polímeros individuales específicos podrían fabricarse con las características deseadas del material: conformabilidad, fácil extrusión sin obstrucción, imprimible en formas y estructuras deseadas. Los stents nasales pueden imprimirse en forma de malla con superficies porosas.

En un artículo se presenta el proceso de diseño que comienza con imágenes escaneadas en 3D (en este caso defecto por labio paladar hendido) utilizado como guía para fabricar un material duro y compatible, pero inerte, con el fin de sustituir la impresión de silicona suave de grado médico. Las imágenes 3D escaneadas son utilizadas para diseñar los stents personalizados y puedan ser fabricados a través de la impresión 3D en formas sólidas, porosas, mallas, y con diferentes compuestos termoplásticos o polímeros (fig. 56).<sup>34</sup>

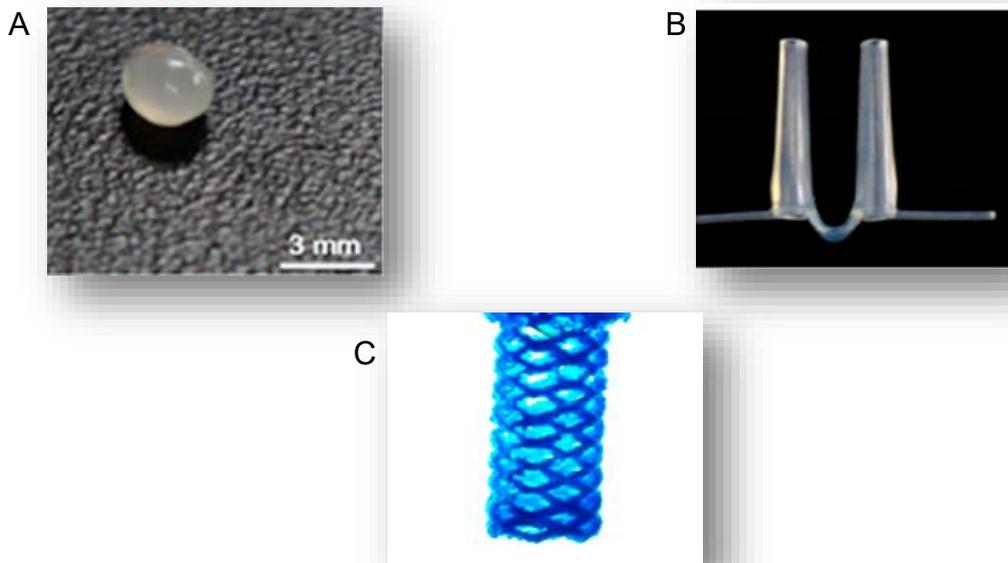


Fig. 56 Proceso de fabricación para la producción de stents personalizados. (A) Control del ácido poliláctico, (B) imagen de un stent prefabricado utilizado actualmente, (C) Stent poroso diseñado por CAD.

La personalización se puede realizar utilizando el archivo CAD escaneado del stent en 3D y las imágenes escaneadas del defecto en 3D. La imagen del molde nasal en 3D se puede representar con el stent escaneado en 3D (fig. 57).<sup>34</sup>

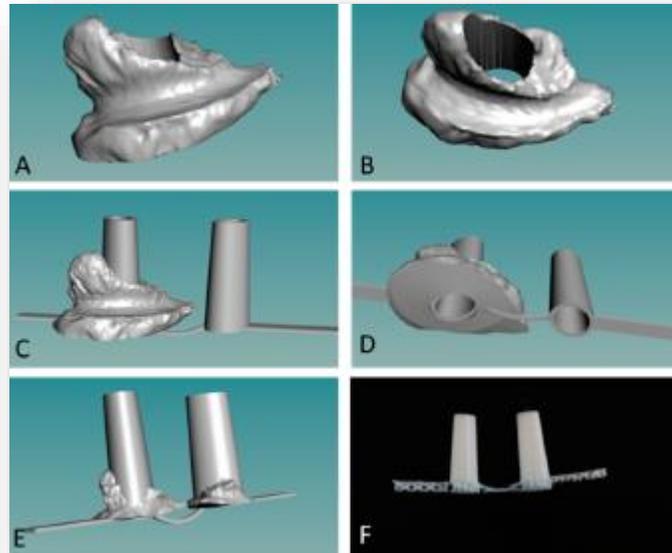


Fig. 57 Personalización de stents nasales. (A, B) Imágenes de moldes nasales escaneados en 3D del sujeto X, (C, D) El molde nasal escaneado se utiliza como guía para renderizar un stent nasal diseñado y compatible con CAD, (E) Imagen CAD 3D de stent personalizado, (F) Stent tridimensional (3D) impreso y específico del paciente.



---

---

## CONCLUSIONES

El conocimiento de los defectos ya sean adquiridos o congénitos, ayudan a realizar un tratamiento adecuado y una rehabilitación correcta al paciente, siempre y cuando se tenga una estrecha relación con el cirujano tratante y áreas afines.

Existen diversos métodos para realizar una prótesis maxilofacial, donde el conocimiento de los principios básicos es de importancia al ser la base para brindar una atención de calidad y un tratamiento adecuado.

Hay una variedad amplia de materiales de reconstrucción facial. El uso de cada uno de ellos va a depender de las posibilidades económicas de cada paciente, además de tener en cuenta el tiempo de elaboración de la prótesis maxilofacial tanto de forma convencional como con nuevas tecnologías.

La tecnología 3D es un avance importante empleado en la medicina y odontología, donde se han realizado tratamientos de nueva generación que restablecen la integridad del paciente. Esta tecnología ayuda a la correcta planificación, orientación y diseño de los diversos tratamientos.

El ácido poliláctico es un material que se puede aplicar como una alternativa de reconstrucción protésica que de alguna manera se enlaza con la cirugía plástica.

Se pueden usar andamios impresos en 3D de diseño personalizado para reconstruir los defectos de desarrollo mediante técnicas de ingeniería tisular y de medicina regenerativa, mejorando significativamente la prótesis, mediante el uso de polímeros, cerámicos, bioplásticos naturales y sintéticos, proteínas, biomoléculas, células vivas y factores de crecimiento incorporados durante la impresión 3D de andamios bioactivos.



---

En defectos nasales aún no hay estudios relevantes sobre el uso del ácido poliláctico, aunque en el caso de prótesis auricular y craneplastías es una opción viable debido a que existe un relación con la cirugía plástica, maxilofacial, oncológica y en general para brindar un adecuado tratamiento a este tipo de defectos. El ácido poliláctico es una opción adecuada para la reconstrucción de defectos amplios, por sus características y por su actual utilidad la tecnología de impresión 3D.

La intención de este trabajo es impulsar la investigación del ácido poliláctico en la rehabilitación de defectos nasales para brindar tratamientos adecuados y mejorar la calidad de vida de cada paciente que lo necesite.



## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Sadler, T. W. Langman J. Langman: Embriología Médica. In: Langman: Embriología Médica. 11th ed. Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins; 2009. p. 280–7.
2. M.E Gomez De Ferraris, Campos Muñoz A. Histología y embriología bucodental. In: Histología y embriología bucodental. 2a ed. Madrid-España: Médica Panamericana; 1999. p. 45–8.
3. Moore K, Dalley A, Agur A. Anatomía con orientación clínica. In: 4ta ed. España: Médica Panamericana; 2007. p. 968–78.
4. Latarjet M, Ruiz Liard A. Anatomía Humana. 3er ed. Argentina: Médica Panamericana; 1996. p1196-1204.
5. Bolinaga Zubizarreta Uxue, Lobato Perez María Del Rocio, Martinez Basterra Zuriñe AGJ. Patología De La Pirámide Nasal Y Del Vestíbulo. Malformaciones. Patología De La Pirámide Nasal Y Del Vestíbulo. Malformaciones. p. 1–14. [http://seorl.net/PDF/Nariz y senos paranasales/047 - PATOLOGÍA DE LA PIRÁMIDE NASAL Y DEL VESTÍBULO. MALFORMACIONES DE LA NARIZ Y DE LOS SENOS PARANASALES.pdf](http://seorl.net/PDF/Nariz%20y%20senos%20paranasales/047-PATOLOGÍA%20DE%20LA%20PIRÁMIDE%20NASAL%20Y%20DEL%20VESTÍBULO.MALFORMACIONES%20DE%20LA%20NARIZ%20Y%20DE%20LOS%20SENOS%20PARANASALES.pdf)
6. Gutiérrez O. Prótesis nasales: alternativa de manejo para casos especiales. Otorrinno Insid. 2015;(82):151–60. Available from: <http://otorrinoinsiders.blogspot.com.co/2015/11/protesis-nasales-alternativa-de-manejo.html>
7. Saap Philip, Eversole R. Lewis, Wysocki P. George. PATOLOGÍA ORAL Y MAXILOFACIAL CONTEMPORÁNEA. In: 2da ed. Elsevier Inc; 2004. p. 27–9.
8. Valencia MP, Castillo M. Education Exhibe Congenital and Acquired Lesions of the Nasal Septum: A Practical Guide for Differential Diagnosis 1 LEARNING OBJECTIVES FOR TEST 5 CME FEATURE. 2008;7510:205–24.



9. Leyva Huerta Elba Rosa, Gaitán Cepeda Luis Alberto. PATOLOGÍA GENERAL E INMUNOLOGÍA. In: 1a ed. México: Trillas; 2008. p. 363–7.
10. Tirado Laura, Granados Martín. EPIDEMIOLOGÍA Y ETIOLOGÍA DEL CÁNCER DE LA CABEZA Y EL CUELLO. 2007;9–17. <http://incanmexico.org/revistainvestiga/elementos/documentosPortada/1181662434.pdf>
11. Beumer Jhon III, Marunick Mark T, Esposito Salvatore J. Maxillofacial Rehabilitation: Prosthodontic and Surgical Management of Cancer-Related, Acquired, and Congenital Defects of the Head and Neck. 3ra ed. Quintessence Pub Co; 2011. 265-282 p.
12. Schwartz A, Rodrigo. Melanoma M, Diagnosis D, Pigmented OF, Of L, Skin THE. MELANOMA MALIGNO Y DIAGNÓSTICO DIFERENCIAL DE MALIGNANT MELANOMA AND DIFFERENTIAL DIAGNOSIS OF PIGMENTED. 2011;728–34.
13. Abarca A A, Naser G A, Pardo J J. Aplicaciones de materiales aloplásticos en rinoplastía TT - Applications of aloplastic materials in rhinoplasty. Rev Otorrinolaringología y cirugía cabeza y cuello. 2010;70(3):259–64. [http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0718-48162010000300010&lang=pt%0Ahttp://www.scielo.cl/pdf/orl/v70n3/art10.pdf](http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0718-48162010000300010&lang=pt%0Ahttp://www.scielo.cl/pdf/orl/v70n3/art10.pdf)
14. Jay P, Pagovich O, Ramón J, Gómez O, Cedillo P, Francisco C, et al. Artemisa Reconstrucción nasal con materiales autólogos y aloplásticos. 2009;
15. Cristina B. HAMMURABISEYE. SE HA ESCRITO UN CRIMEN: TYCHO BRAHE VS JOHANNES KEPLER. 2014. p. 2. Available from: <https://hammurabiseye.wordpress.com/2014/10/07/se-ha-escrito-un-crimen-tycho-brahe-vs-johannes-kepler/>
16. Louis R Saint, Federico J, Terán T, Cardín VG. Prótesis nasal implantosoportada. Reporte de un caso clínico. 2016;20:44–9.



17. Taveras R, Falcón T, Torrero A, Gilli B. Rinoplastia médica con materiales de rellenos y Toxina botulínica Medical rhinoplasty with fill materials and Botulinum Toxin. 2015;18(1):25–30.
18. Goiato MC, Vedovatto E, Hamata MM, Filho HG. Técnicas de confección de prótesis faciales. Rev Cubana Estomatol. 2009;46(1):1–12.
19. Rosales Ibáñez, Raúl. Ojeda Gutierrez, Francisco. Alvarado Estrada KN. Ingeniería Tisular en Odontología. Ingeniería Tisular en Odontología. 2012;LXIX(4):164–7.
20. Navarro DM. Ingeniería tisular como puntal de la medicina regenerativa en estomatología. October. 2007;55(10):889–95.
21. Brice C. Estudio del comportamiento de andamios 3D de PLA/PEG para ingeniería de tejidos durante su degradación in vitro [Internet]. 2011. p. 1–61. [https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2099.1/15040/RapportStage Labo\\_Brice CALVARESE.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2099.1/15040/RapportStage_Labo_Brice_CALVARESE.pdf?sequence=1&isAllowed=y)
22. Guzman F. ANDAMIOS CELULARES PARA REPARAR TEJIDOS DAÑADOS. Gaceta UNAM [Internet]. 2015 Jan; Available from: <http://www.gaceta.unam.mx/20150112/andamios-celulares-para-reparar-tejidos-danados/>
23. Abdulmesih T C. Regeneración Pulpar. Carlos Bóveda Endodoncia.2010.[http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado\\_59.htm](http://www.carlosboveda.com/Odontologosfolder/odontoinvitadoold/odontoinvitado_59.htm)
24. Zuluaga F. Algunas Aplicaciones del Ácido Poli-L-Láctico. Rev Acad Colomb Cienc. 2013;37,Nº 142(0370–3908.):125–42.
25. Jakus AE, Rutz AL, Jordan SW, Kannan A, Mitchell SM, Yun C, et al. Hyperelastic “bone”: A highly versatile, growth factor-free, osteoregenerative, scalable, and surgically friendly biomaterial. Sci Transl Med. 2016;8(358):1–16.



26. Sánchez, Eliana. Machado C. Artículo de revisión Odontología CAD/CAM. Odontos. 2011;71–8.
27. Cam CAD, Rivera-guerrero CP. Tecnología CAD/CAM en la consulta dental CAD / CAM technology in the dental office CAD / CAM no consultório odontológico. 2017;3:799–821.
28. Sánchez López, JD. Pérez Perceval, Tara. Moreno Martín, M. Aplicabilidad biosanitaria de la impresión en tres dimensiones ( 3D ). 2016;40(398):1068–71.
29. Qiu J, Gu X, Xiong Y. Nasal prosthesis rehabilitation using CAD-CAM technology after total rhinectomy : A pilot study Nasal prosthesis rehabilitation using CAD-CAM technology after total rhinectomy : a pilot study. 2011;(July):1–6.
30. Hoyos Serrano, Maddelainne. Apaza Quelca J. Reconstrucción facial tridimensional. Sistema CAD/CAM. Estereolitografía. Prótesis facial. Revista de Actualización Clínica. 2012;28:1405–9.
31. Mendez Ruiz, Verónica. Medellín Castillo, Hugo. García Garcá C. DISEÑO Y FABRICACION DE UNA PRÓTESIS AURICULAR UTILIZANDO INGENIERÍA Y MANUFACTURA RÁPIDA. MEMORIAS DEL XVII Congr Int Anu LA SOMIM. 2011;329–38.
32. Rodríguez Roldán, G. Suaste Gómez E. Prototipo de prótesis de pabellón auricular por impresión 3D en material piezoeléctrico polimérico con capacidad sensorial táctil (presión y temperatura). Col Nac Ing Biomédica. 2017;2:339–42.
33. Ciocca L, Scotti R. Oculo-facial rehabilitation after facial cancer removal : Updated CAD / CAM procedures . A pilot study. Prosthet Orthot Int. 2014;38:505–9.



---

34. Mills D, Tappa K, Woerner J. The Use of 3D Printing in the Fabrication of Nasal Stents. J Funct Biomater. 2018;9:1–10.

35. Fuente Directa David Espinosa Olivares, sesión de fotografías en la práctica del procedimiento de enmuflado de una prótesis nasal, realizada en la facultad de odontología UNAM.